Ilie Diaconu Dana Ortansa Dorohoi

# ULTRASUNETE

## Aplicații în medicină

ETP TEHNOPRESS

Scanned with OKEN Scanner

**Ilie Diaconu** **Dana Ortansa Dorohoi**

# ULTRASUNETE

## Aplicații în medicină

Scanned with OKEN Scanner

Prof. univ. dr. **Gheorghe CĂLUGĂRU**
Universitatea Tehnică „Gh. Asachi" Iaşi
Prof. univ. dr. **Constantin GHEORGHIEŞ**
Universitatea Dunărea de Jos Galaţi

**EDITURA TEHNOPRESS**
Str. Zimbrului nr.17
700047 Iaşi
Tel./fax: 0232 260092
E-mail: office@tehnopress.ro
http://www.tehnopress.ro
**EDITURĂ ACREDITATĂ CNCSIS**

**Descrierea CIP a Bibliotecii Naţionale a României**

**DIACONU, ILIE**
**Ultrasunete. Aplicaţii în medicină** / Ilie Diaconu, Dana Ortansa Dorohoi – Iaşi: Tehnopress,. 2005
Bibliogr.
ISBN 973-702-202-5

I. DOROHOI, DANA ORTANSA

**ISBN 973-702-202-5**

Scanned with OKEN Scanner

# Prefaţă

Domeniul ultrasunetelor reuneşte vaste cunoştinţe din Fizică, Biologie, Inginerie şi Chimie, care contribuie la înţelegerea fenomenelor complexe de interacţiune a acestor unde mecanice de înaltă frecvenţă cu sistemele vii.

O dată cu creşterea interesului medical pentru utilizarea ultrasunetelor în diagnostic şi în terapie, a devenit necesară cunoaşterea profundă a efectelor ultrasunetelor şi mai ales a celor biologice, pentru eliminarea hazardului şi riscului în utilizarea lor pe scară largă.

La noi în ţară, capitole speciale referitoare la producerea, efectele şi aplicaţiile undelor sonore se predau atât în instituţiile de învăţământ superior cu profil medical, cât şi în instituţiile cu profil pedagogic şi ingineresc.

Cu gândul la studenţii care fac cunoştinţă cu aceste domenii, cât şi la cercetătorii care lucrează sau vor lucra cu ultrasunete, autorii prezentei lucrări au conceput materialul în aşa fel încât să acopere bazele fizice ale mecanicii ultraacustice, fenomenele de interacţiune la care participă ultrasunetele precum şi efectele lor asupra substanţelor, să sugereze posibilitatea de utilizare în diagnostic şi terapie, să



Scanned with OKEN Scanner

Scanned with OKEN Scanner

prevină persoanele care sunt supuse iradierii cu ultrasunet asupra riscurilor şi metodelor de protecţie strict necesare.

Necesitatea studierii ultrasunetelor decurge din multiplele aplicaţii pe care le au aceste unde cu frecvenţe mari, purtătoare de energii apreciabile. Studierea aprofundată a proprietăţilor ultrasunetelor, a mecanismelor de interacţiune a lor cu substanţa şi în special cu ţesuturile şi organele fiinţelor vii, este o misiune de credinţă a fiecărei persoane care îşi desfăşoară activitatea în domeniul medical.

Fără a avea pretenţia de a epuiza problemele legate de Fizica şi Biofizica ultrasunetelor sau cele legate de utilizarea acestei tehnici în diagnostic şi terapie, manualul conţine bazele acestor moderne ştiinţe cu multiple aplicaţii în industrie, agricultură şi medicină. Prelegerile sunt intuitive şi fără utilizarea unui material matematic complicat.

Autorii mulţumesc anticipat cititorilor pentru orice sugestie menită să îmbunătăţească conţinutul acestui material, utilizat în special în scopuri didactice pentru acoperirea cursurilor predate la Facultatea de Bioinginerie a Universităţii „Gr. T. Popa" şi la Facultatea de Fizică a Universităţii „Al. I. Cuza" din Iaşi.

# I.1. Unde ultrasonore

Ultrasunetele sunt o varietate de unde elastice care, ca şi acestea, se pot propaga numai în mediile elastice. Totalitatea punctelor dintr-o regiune a spaţiului între care se exercită forţe elastice formează un mediu elastic.

Existenţa forţelor elastice între particule face ca atunci când asupra mediului sau asupra unei porţiuni din acesta acţionează o perturbaţie producând o deformaţie locală, comprimare, întindere, încovoiere, răsucire etc., aceasta să nu rămână localizată, ci să se transmită din aproape în aproape, formând unde elastice. Cu alte cuvinte, starea de mişcare oscilatorie se propagă sub forma unor unde.

Perturbaţia provoacă variaţia locală a unor parametri caracteristici mediului cum ar fi presiunea, temperatura, densitatea sau poziţia, viteza şi acceleraţia punctelor acestuia.

Ultrasunetele au diapazonul de frecvenţe mai mare decât 15-20 KHz şi mai mic decât $10^9$-$10^{10}$ Hz. Limita inferioară este delimitată în mod subiectiv de urechea umană, în timp ce limita superioară este delimitată de natura fizică a mediului material în care se propagă perturbaţia sonoră.



Scanned with OKEN Scanner

Un parametru esenţial care determină valorile frecvenţei limită superioare este distanţa intermoleculară sau interatomică. Astfel, în gaze la presiune normală, se pot propaga ultrasunetele având cel mult frecvenţa de $10^6$ Hz, în timp ce în lichide şi solide această limită atinge $10^9$-$10^{10}$ Hz.

## I.1.1. Tipuri de unde ultrasonore

În mişcarea de oscilaţie în jurul poziţiei de echilibru, particulele mediului elastic pot avea diferite traiectorii, cele mai simple şi mai des întâlnite fiind traiectoriile liniare şi circulare. Funcţie de forma traiectoriilor particulelor mediului, natura şi dimensiunile mediului, undele ultrasonore sunt de mai multe feluri:

a) ***unde longitudinale***, când traiectoria particulei este liniară şi paralelă cu direcţia de propagare a undei. Aceste unde iau naştere şi se pot propaga în orice mediu elastic, solid, lichid, gazos sau plasmă. Ele produc compresiuni şi rarefieri succesive de-a lungul direcţiei de propagare, generate de variaţia în timp şi spaţiu a presiunii (Fig. 1). În regiunile unde particulele sunt aglomerate, presiunea va fi mai mare decât în regiunile în care ele sunt mai rare. Prin urmare, propagarea undelor ultrasonore longitudinale este determinată de variaţiile



Scanned with OKEN Scanner

locale periodice ale presiunii, fiind însoţită de variaţii locale periodice de densitate sau volum specific.

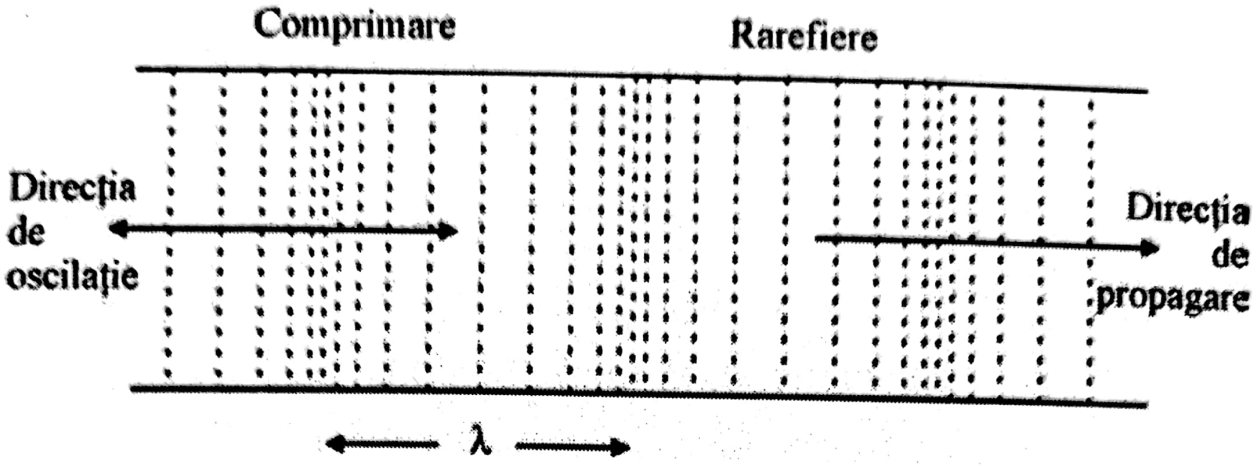



***Fig. 1 – Propagarea undelor longitudinale***

După forma geometrică a frontului de undă, undele longitudinale se împart în:

- *unde longitudinale plane* la care fronturile de undă sunt plane perpendiculare pe direcţia de propagare;
- *unde longitudinale sferice*, când fronturile de undă sunt sfere concentrice cu centrul în sursa acustică considerată punctiformă;
- *unde longitudinale cilindrice*, la care fronturile de undă sunt suprafeţe cilindrice.

Din punct de vedere practic, cele mai importante sunt



Scanned with OKEN Scanner

undele longitudinale plane.

b) ***unde transversale*** – când traiectoria particulelor mediului elastic este liniară şi perpendiculară pe direcţia de propagare a undei (Fig. 2). Pentru propagarea acestor unde, particulele mediului trebuie să fie legate prin interacţiuni (forţe de coeziune) puternice, condiţie îndeplinită numai de mediile solide. Prin urmare, undele transversale, denumite şi unde de alunecare, se propagă numai în mediile solide.

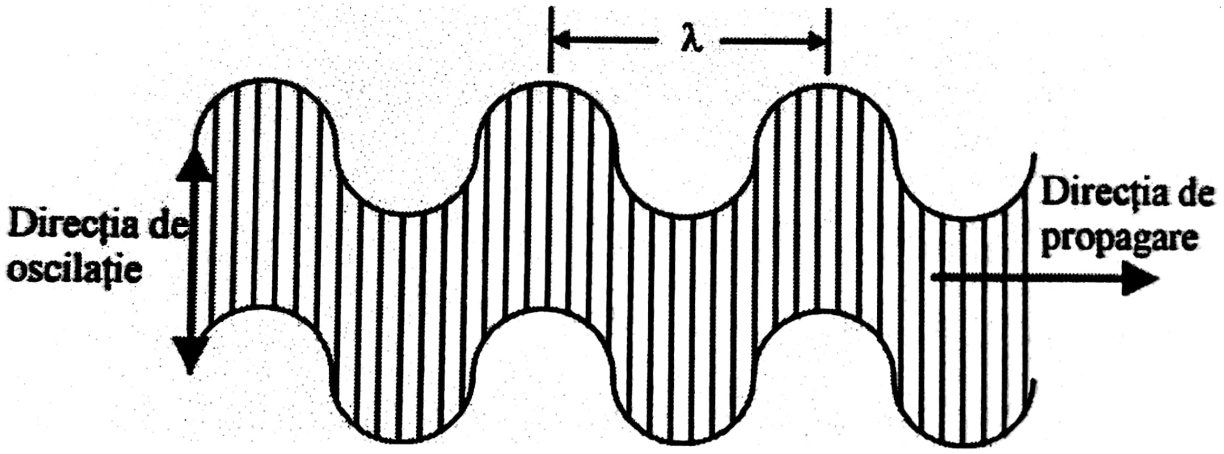



***Fig. 2 – Propagarea undelor transversale***

c) ***unde de torsiune*** – când traiectoria particulei este circulară într-un plan perpendicular pe direcţia de propagare a frontului de undă. Undele de torsiune se propagă în medii solide de dimensiuni finite, cum ar fi barele supuse la torsiune.



Scanned with OKEN Scanner

d) ***undele Rayleigh*** – când traiectoria particulei este un cerc cu centrul în poziţia de repaos a particulei având planul paralel cu direcţia de propagare. Acest tip de unde, numite şi unde de suprafaţă, apar şi se propagă pe suprafaţa liberă a unui corp solid sau lichid până la o adâncime de câteva lungimi de undă. Particulele mediului din stratul de suprafaţă vor avea o mişcare bidimensională, transversală şi longitudinală. Se folosesc cu succes în depistarea ultrasonică a defectelor de suprafaţă.

e) ***undele Lamb*** – când particulele mediului efectuează mişcări eliptice într-un plan perpendicular pe direcţia propagării frontului de undă. Aceste unde apar şi se propagă în plăci, bare sau ţevi cu pereţi subţiri, având grosimea comparabilă cu lungimea de undă a ultrasunetelor.

## I.1.2. Ecuaţia undei plane

La baza generării şi propagării undelor elastice este deplasarea punctelor materiale faţă de poziţia lor de echilibru, numită mişcare oscilatorie. Deplasările particulelor mediului elastic faţă de poziţia lor de echilibru, numite elongaţii, depind de poziţia punctului faţă de sursa de vibraţie, de timp, precum



Scanned with OKEN Scanner

şi de caracteristicile mediului de propagare. Ecuaţia care ilustrează această dependenţă, descriind de fapt modul de propagare a perturbaţiei locale în mediul elastic, poartă denumirea de ecuaţia undei. Ecuaţia undei permite determinarea elongaţiei oricărei particule de pe direcţia de propagare.

Să considerăm că într-un punct al unui mediu perfect elastic, omogen şi neabsorbant, se produce o perturbaţie de amplitudine mică. Punctul material perturbat (punctul O, Fig. 3) va efectua o mişcare oscilatorie conform ecuaţiei:

$$y = A \cos \omega t \qquad (1)$$

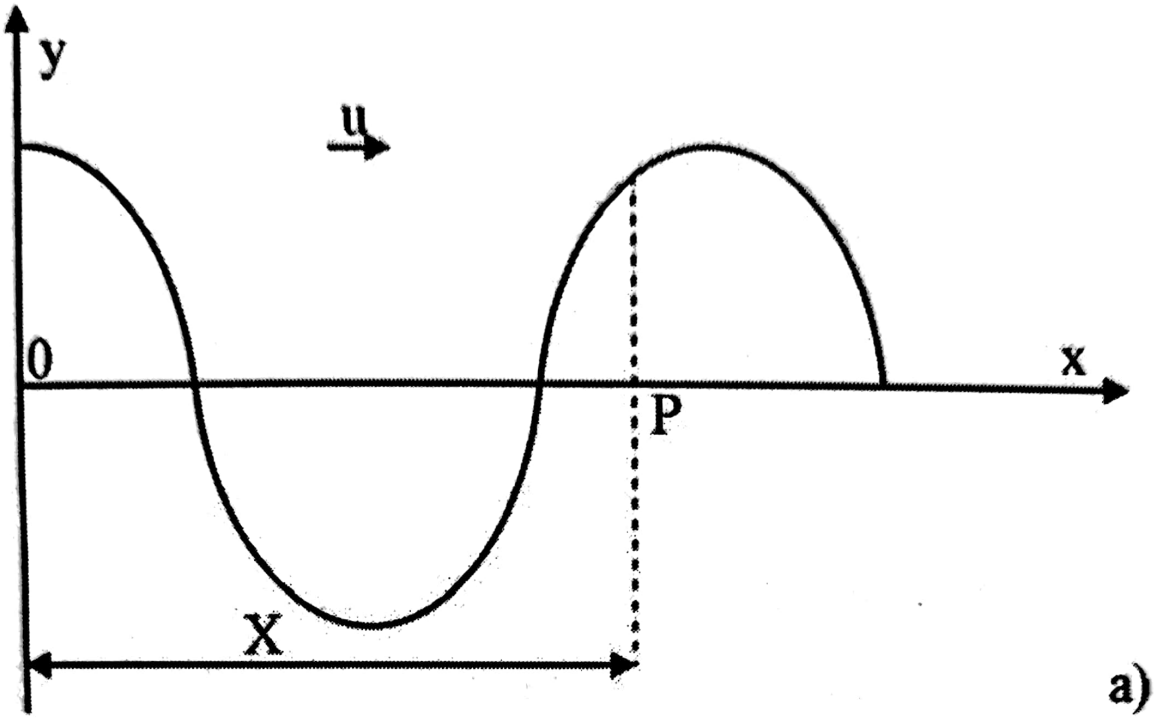
Conform metodei fazoriale, o astfel de mişcare (relaţia (1)) se poate reprezenta ca proiecţia vectorului (fazorului) $OM$ pe axa oy când acesta efectuează o mişcare de rotaţie uniformă cu viteza unghiulară $\omega$. Mărimea A din relaţia (1) este tocmai mărimea vectorului $OM$ şi reprezintă amplitudinea oscilaţiei sau valoarea maximă a elongaţiei $y$ (Fig. 3b). Într-un punct P de pe axa ox (Fig. 3a), perturbaţia ajunge după un timp $\tau = \frac{OP}{u} = \frac{x}{u}$, unde $u$ este viteza de propagare a undei elastice.

Punctul P va oscila conform relaţiei:

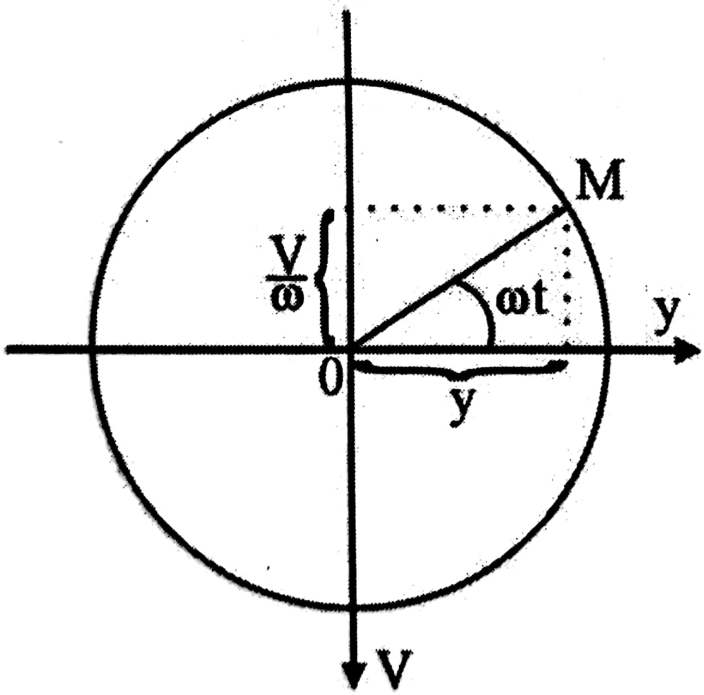


Scanned with OKEN Scanner

$$y = A\cos\omega\left(t - \frac{x}{u}\right) \qquad (2)$$




a)




b)

***Fig. 3 – a) Propagarea mişcării oscilatorii;***
***b) Reprezentarea fazorială a mişcării oscilatorii***



Scanned with OKEN Scanner

Unda fiind plană şi presupunând că nu are loc nici o pierdere de energie, amplitudinea şi frecvenţa vor rămâne neschimbate.

Ecuaţia (2) reprezintă ecuaţia undei elastice plane şi arată că deplasarea unui punct material (elongaţia $y$) faţă de poziţia de echilibru este funcţie de poziţia lui (pe direcţia de propagare) faţă de sursa de oscilaţie, de timp şi natura mediului de propagare, caracterizată prin viteza $u$. Viteza undei $u$ depinde de intensitatea forţelor de interacţiune elastice dintre particulele mediului. Întrucât forţele elastice sunt mai mari în solide faţă de lichide, şi acestea mai mari decât în gaze, viteza undei (viteza de fază sau viteza frontului de undă) este mai mare în solide decât în lichide, iar în lichide mai mare decât în gaze.

Efectuând câteva transformări, ecuaţia (2) capătă o altă formă

$$y = A\cos\omega\left(t - \frac{x}{u}\right) = A\cos\left(\frac{2\pi}{T}t - \frac{2\pi x}{Tu}\right) =$$

$$= A\cos\left(\omega t - \frac{2\pi}{\lambda}x\right) = A\cos(\omega t - kx) \quad (3)$$



Scanned with OKEN Scanner

unde $T$ este perioada de oscilaţie sau timpul după care frontul de undă înaintează cu o lungime de undă $\lambda = Tu$, adică distanţa pe care se deplasează unda într-o perioadă, iar $k = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{\omega}{u}$ este numărul de undă şi arată câte lungimi de undă sunt cuprinse în circumferinţa unui cerc cu raza de un metru. Termenul $kx = \varphi$ poartă numele de fază iniţială a undei.

Diferenţa de fază dintre două puncte diferite de pe direcţia de deplasare a frontului de undă este:

$$\Delta\varphi = \varphi_2 - \varphi_1 = \frac{2\pi}{\lambda}(x_2 - x_1)$$

Dacă $x_2 - x_1 = n\lambda$ ($n = 0, 1, 2, \ldots$) atunci, $\Delta\varphi = 2n\pi$, şi punctele oscilează în fază.

Dacă $x_2 - x_1 = (2n+1)\frac{\lambda}{2}$ atunci $\Delta\varphi = (2n+1)\pi$ şi punctele oscilează în opoziţie de fază.

Simbolic, ecuaţia (3) poate avea şi următoarea reprezentare:

$$y^* = Ae^{i(\omega t - kx)} \qquad (4)$$

unde partea reală a numărului complex $y^*$ reprezintă mărimea elongaţiei (mărimea fizică) dată de relaţia (3).



Scanned with OKEN Scanner

Relaţia (4) reprezintă forma complexă a ecuaţiei undei plane care se propagă într-o singură direcţie.

Folosind formulele lui Euler din relaţia (4), rezultă:

$$y^* = Ae^{i\omega t}e^{-ikx} = [A\cos(kx) - iA\sin(kx)]e^{i\omega t} = (\alpha - i\beta)e^{i\omega t}$$

unde termenul $A^* = \alpha - i\beta$ reprezintă amplitudinea complexă. Amplitudinea şi faza iniţială $\varphi$ a undei se calculează cu relaţiile: $A = \sqrt{\alpha^2 + \beta^2}$ ; $tg\varphi = -\frac{\beta}{\alpha}$

Generalizând ecuaţia (4) pentru cazul propagării tridimensionale a unei unde într-un mediu omogen, izotrop, nedispersiv şi neabsorbant, se obţine ecuaţia:

$$y^* = Ae^{i(\omega t - \vec{k}\vec{r})} \qquad (5)$$

unde $\vec{k}$ este vectorul de undă

$$\vec{k} = \frac{2\pi}{\lambda}\left(\vec{i}_1\cos\alpha + \vec{i}_2\cos\beta + \vec{i}_3\cos\gamma\right)$$

iar $\vec{r}$ este vectorul de poziţie $\vec{r} = x\vec{i}_1 + y\vec{i}_2 + z\vec{i}_3$.

În cazul propagării unidirecţionale, elongaţia dată de relaţia (3) depinde de variabilele $x$ şi $t$. Calculând derivatele parţiale de ordinul doi ale elongaţiei dată de relaţia (3) se obţine:



Scanned with OKEN Scanner

$$\frac{\partial^2 y}{\partial t^2} = -A\omega^2 \cos(\omega t - kx)$$

$$\frac{\partial^2 y}{\partial x^2} = -Ak^2 \cos(\omega t - kx)$$

Eliminând termenii comuni rezultă:

$$\frac{\partial^2 y}{\partial x^2} = \left(\frac{k}{\omega}\right)^2 \frac{\partial^2 y}{\partial t^2}$$

sau

$$\frac{\partial^2 y}{\partial x^2} = \frac{1}{u^2}\frac{\partial^2 y}{\partial t^2} \qquad (6)$$

Relaţia (6) reprezintă ecuaţia diferenţială a undelor elastice plane care se propagă într-o singură direcţie. Se vede că această ecuaţie are ca soluţie expresia dată de relaţia (3).

În cazul cel mai general, când unda se propagă după toate direcţiile (spaţial), ecuaţia diferenţială este:

$$\nabla^2 y = \frac{1}{u^2}\frac{\partial^2 y}{\partial t^2} \qquad (7)$$

unde

$$\nabla^2 y = \frac{\partial^2 y}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 y}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 y}{\partial z^2} \qquad (8)$$



Scanned with OKEN Scanner

Pentru evitarea unei eventuale confuzii, facem precizarea că funcţia derivată $y$ are aceeaşi notaţie ca şi variabila spaţială $y$, şi prin urmare, termenul $\frac{\vartheta^2 y}{\vartheta y^2}$ nu trebuie considerat ca fiind zero, ci ca derivata elongaţiei în raport cu coordonata spaţială $y$.

Viteza şi acceleraţia particulelor (sau a elementelor de volum) distribuite de-a lungul direcţiei de propagare a undei longitudinale plane, prezintă, ca şi elongaţia, dependenţe sinusoidale de variabilele $x$ şi $t$. Astfel, viteza de oscilaţie a particulelor mediului elastic în jurul poziţiei de echilibru are expresiile:

$$v = \frac{\vartheta y}{\vartheta t} = i\omega A e^{i(\omega t - kx)} \qquad (9)$$

şi

$$a = \frac{\vartheta v}{\vartheta t} = -\omega^2 A e^{i(\omega t - kx)} \qquad (10)$$

Comparând relaţiile (4), (9) şi (10), se deduce că viteza particulelor (elementelor de volum) mediului elastic este defazată cu $\pi/2$ în urmă faţă de elongaţie, în timp ce acceleraţia şi elongaţia sunt în opoziţie de fază.



Scanned with OKEN Scanner

## I.1.3. Mărimi caracteristice undelor ultrasonore

Particulele unui mediu elastic în echilibru se află la distanţe constante între ele, stare determinată de forţele de interacţiune de coeziune. Dacă o particulă sau un grup de particule (element de volum) este scoasă din poziţia de echilibru (are loc o perturbaţie), asupra acesteia vor acţiona forţele elastice exercitate de celelalte particule vecine, aducând-o în poziţia de echilibru, particula efectuând oscilaţii de o parte şi de alta a poziţiei de echilibru. În acelaşi timp, datorită aceloraşi forţe de interacţiune, starea de mişcare oscilatorie se transmite şi particulelor vecine (elementelor de volum vecine). Perturbaţia se transmite din aproape în aproape, producându-se o propagare a stării de mişcare oscilatorie (a perturbaţiei locale). Astfel, în mediu iau naştere unde elastice.

Perturbaţia locală este percepută de particulele mediului prin modificarea unor parametri caracteristici, cum ar fi: deplasările particulelor, viteza şi acceleraţia lor, presiunea acustică locală şi energia particulelor. Trebuie subliniat că în timpul propagării perturbaţiei în mediul elastic (propagarea undelor) nu se produce un transport de substanţă, ci doar o

795582



BIBLIOTECA UNIVERSITARĂ "GH. ASACHI" IAŞI

Scanned with OKEN Scanner

propagare a stării de mişcare a particulelor mediului. Are loc o propagare a procesului de modificare a parametrilor locali menţionaţi mai sus.

### I.1.3.1 Presiunea ultrasonoră

În timpul propagării undei elastice, oscilaţiile particulelor (sau elementelor de volum) mediului elastic formează regiuni de compresiune şi dilatare dispuse alternativ de-a lungul direcţiei de propagare (Fig. 1). În consecinţă, în volumul mediului considerat se exercită o presiune dependentă de timp şi de distanţa până la locul producerii perturbaţiei acustice. Pentru a stabili expresia acestei presiuni vom lua în discuţie modelul mecanic corespunzător undelor longitudinale plane.

Fie o bară elastică de secţiune $S$, densitate $\rho$ şi modul de elasticitate $E$, supusă unei tensiuni axiale (Fig. 4).

La aplicarea tensiunilor deformatoare $\sigma(x)$ şi $\sigma(x+dx)$, secţiunile elementului de lungime $dx$ vor suferi deplasările $y(x)$ şi respectiv $y(x+dx)$. Diferenţa $y(x+dx) - y(x) = \Delta(dx)$ reprezintă deformarea uniaxială a lungimii elementului de bară $dx$.



Scanned with OKEN Scanner

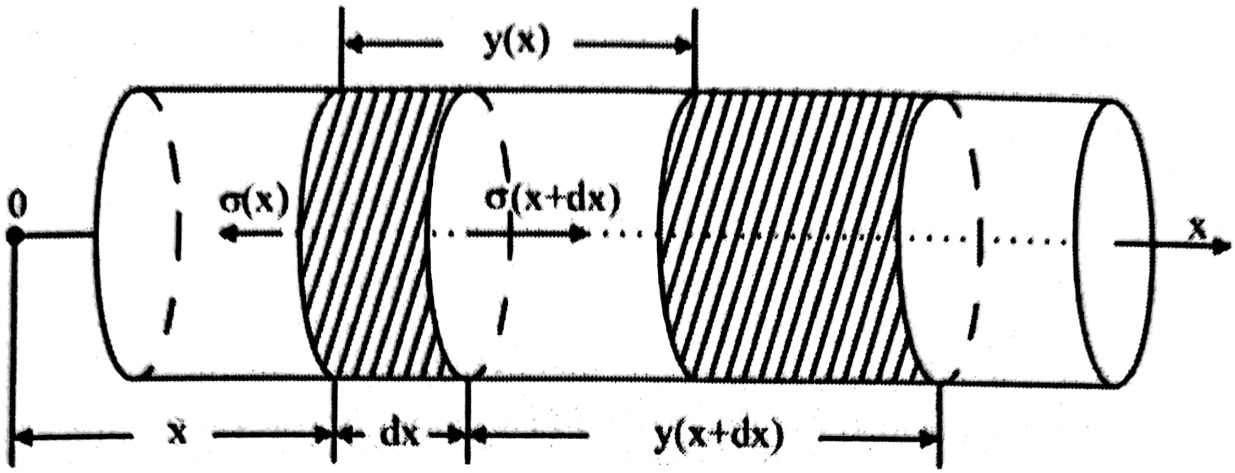



***Fig. 4 – Bară elastică supusă solicitării la tracțiune***

Cu notațiile făcute mai sus, legea lui Hooke $\frac{\Delta l}{l} = \frac{\sigma(x)}{E}$ devine

$$\frac{y(x+dx) - y(x)}{dx} = \frac{\sigma(x)}{E} \qquad (11)$$

Dezvoltând $y(x+dx)$ în serie:

$$y(x+dx) = y(x) + \frac{\partial y}{\partial x} dx + \ldots$$

și introducând în relația (11), obținem: $\frac{\partial y}{\partial x} = \frac{\sigma(x)}{E}$ sau

$$\sigma(x) = E \frac{\partial y}{\partial x} \qquad (12)$$



Scanned with OKEN Scanner

Folosind expresia elongaţiei $y$ dată de relaţia (4) obţinem expresia complexă a presiunii ultrasonore:

$$p(x) = -iEAke^{i(\omega t - kx)} \qquad (13)$$

sau

$$p(x) = -iEky(x) \qquad (14)$$

Examinând relaţiile (13) şi (14), constatăm că presiunea exercitată de undele elastice (presiunea acustică) depinde de caracteristicile mediului ($E$), de frecvenţa ultrasunetelor ($k = \frac{\omega}{u}$), de deplasările particulelor mediului atinse de frontul de undă, de distanţa $x$ a punctului faţă de sursă şi de timpul $t$ de propagare.

Comparând relaţiile (4), (9), (10) şi (13) deducem că în cazul undelor progresive longitudinale plane, care se propagă într-un mediu liniar omogen, izotrop şi neabsorbant, presiunea acustică şi viteza de oscilaţie a particulelor sunt în opoziţie de fază şi defazate cu $\pm \frac{\pi}{2}$ faţă de elongaţie şi acceleraţie.

Una dintre concluziile importante din punct de vedere practic care decurge, este aceea că în punctele mediului de pe direcţia de propagare unde acestea au deplasări minime (zero)



Scanned with OKEN Scanner

faţă de poziţia de echilibru, presiunea are valori maxime. Evident că presiunea fiind maximă şi densitatea particulelor în zonele respective este maximă. Se formează astfel zonele de compresiune şi dilatare dispuse alternativ de-a lungul direcţiei de propagare, ilustrate în Fig. 1. Presiunea şi densitatea sunt în fază numai în mediile elastice neabsorbante. Partea reală a ecuaţiei de propagare a presiunii acustice (13) are expresia:

$$p(x) = EAk\sin(\omega t - kx) \qquad (15)$$

$$[p]_{SI} = \frac{N}{m^2} = \text{Pa (Pascal)}$$

Anticipând expresia vitezei undei longitudinale plane ca fiind $u = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$, atunci valoarea maximă a presiunii $p(x)$ este

$$p_m = EkA = u^2 \rho \frac{\omega}{u} A = \rho u \omega A \qquad (16)$$

Calculând derivatele parţiale de ordinul doi ale expresiei $p(x)$ în raport cu $x$ şi $t$ şi eliminând termenii comuni, se ajunge la ecuaţia diferenţială a propagării presiunii acustice (undei de presiune):

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} = \frac{1}{u^2}\frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \qquad (17)$$



Scanned with OKEN Scanner

Ecuaţii diferenţiale se pot obţine şi pentru celelalte mărimi perturbate cum ar fi viteza şi acceleraţia particulelor, dacă se pleacă de la părţile reale ale acestor mărimi complexe date de relaţiile (9) şi (10).

### I.1.3.2 Energia transportată de undele ultrasonore

Pentru a deduce expresia energiei ultraacustice, considerăm din nou cazul undelor longitudinale care se propagă într-o bară elastică subţire (Fig. 4). Sub acţiunea unei forţe exterioare $F = \sigma(x)S$ orientată de-a lungul axei barei, particulele mediului aflate în secţiunea $S$ suferă o deplasare $y(x)$. Viteza momentană a secţiunii $S$ va fi: $v = \frac{\partial y}{\partial t}$

În timpul deplasării, asupra particulelor secţiunii $S$ acţionează o forţă elastică ($-F$) egală şi de sens opus. În acest fel, particulele suprafeţei $S$ efectuează un lucru mecanic asupra particulelor din secţiunea vecină.

Din mecanica clasică, se ştie că puterea, definită ca energia sau lucrul mecanic pe unitatea de timp, are expresia:

$$P = \frac{W}{t} = Fv$$



Scanned with OKEN Scanner

Când forţa $F$ nu este constantă de-a lungul deplasării, mărimile $P$, $F$ şi $v$ sunt valori momentane şi atunci puterea se exprimă astfel:

$$\frac{\vartheta W}{\vartheta t} = -F\frac{\vartheta y}{\vartheta t} \qquad (18)$$

Folosind relaţia (3), valabilă pentru cazul undelor longitudinale, avem:

$$\frac{\vartheta y}{\vartheta t} = -\omega A \sin(\omega t - kx) \qquad (19)$$

Sub acţiunea forţei $F$, elementul $dx$ din bara elastică va suferi atât o deplasare cât şi o alungire. În cazul alungirii, aplicându-se legea lui Hooke, se obţine relaţia (12), care se mai poate scrie:

$$F = E\,S\,\frac{\vartheta y}{\vartheta x} \qquad (20)$$

unde

$$\frac{\vartheta y}{\vartheta x} = kA\,\sin(\omega t - kx) \qquad (21)$$

Introducând expresiile (20), (21) şi (19) în ecuaţia (18) obţinem expresia puterii undei ultrasonore:

$$\frac{\vartheta W}{\vartheta t} = ESk\omega A^2 \sin^2(\omega t - kx) \qquad (22)$$



Scanned with OKEN Scanner

Ţinând cont de relaţiile $u = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$ şi $k = \frac{\omega}{u}$, expresia (22) devine:

$$\frac{\vartheta W}{\vartheta t} = uS\rho\omega^2 A^2 \sin^2(\omega t - kx) \qquad (23)$$

Prezenţa factorului $\sin^2(\omega t - kx)$ asigură faptul că puterea transmisă este întotdeauna pozitivă, deşi variază în timp. Factorul $(\omega t - kx)$ este o indicaţie că puterea se propagă (se transmite) sub forma unei „unde de energie" ca şi celelalte perturbaţii: deplasarea particulelor, viteza şi acceleraţia lor sau presiunea acustică.

Valoarea medie a puterii transportată de unda ultrasonoră va fi:

$$\left\langle \frac{\vartheta W}{\vartheta t} \right\rangle = \frac{1}{T}\int_0^T \frac{\vartheta W}{\vartheta t} dt = uS\rho\omega^2 A^2 \frac{1}{T}\int_0^T \sin^2(\omega t - kx) dt =$$

$$= uS\left(\frac{1}{2}\rho\omega^2 A^2\right) \qquad (24)$$

Densitatea medie de energie transportată în unitatea de timp va fi:

$$w = \frac{1}{2}\rho\omega^2 A^2 \qquad (25)$$



Scanned with OKEN Scanner

Atunci

$$\left\langle \frac{\vartheta W}{\vartheta t} \right\rangle = Suw \qquad (26)$$

Produsul *uw* este fluxul de energie ultraacustică pe unitatea de suprafaţă, adică energia transportată de undă în unitatea de timp prin unitatea de suprafaţă. Această mărime poartă numele de intensitatea undei:

$$I = uw = \frac{1}{S}\left\langle \frac{\vartheta W}{\vartheta t} \right\rangle = \frac{1}{2}\rho u \omega^2 A^2 = \frac{1}{2}\rho u v_{max}^2 \qquad (27)$$

unde $v_{max}$ este viteza maximă a particulelor mediului.

Intensitatea undei se măsoară în $W/m^2$.

### I.1.3.3. Impedanţa acustică

Impedanţa acustică specifică, $Z_S$, se defineşte ca raportul dintre presiunea acustică corespunzătoare undei plane şi viteza particulei mediului atinsă de frontul de undă:

$$Z_S = \frac{p}{v} \qquad (28)$$

În cazul mediilor elastice cu pierderi de energie, presiunea acustică *p* şi viteza particulei *v* nu mai sunt în fază şi atunci impedanţa specifică $Z_S$ este o mărime complexă



Scanned with OKEN Scanner

$$Z_S = \rho_0 u(1 - i\frac{\alpha}{\beta}) \qquad (29)$$

unde, $\rho_0$ este densitatea medie, $\alpha$ se numeşte constantă de atenuare şi reprezintă scăderea amplitudinii oscilaţiilor particulelor pe unitatea de distanţă, iar $\beta$ se numeşte constantă de fază şi reprezintă schimbarea fazei undei pe unitatea de distanţă.

Într-un mediu neabsorbant, presiunea acustică $p$ şi viteza particulei $v$ sunt în fază, $\alpha = 0$ şi atunci relaţia *(29)* devine:

$$Z_0 = \rho_0 u \qquad (30)$$

$Z_0$ se numeşte impedanţa caracteristică a mediului sau rezistenţă acustică specifică.

Rezistenţa acustică specifică $Z_0$ este o caracteristică a mediului elastic. Experienţa arată că dacă $Z_0$ este mare, condiţiile de propagare a undelor acustice sunt mai bune.

### I.1.3.4. Viteza de propagare a undelor ultrasonore

Viteza de propagare a undelor ultrasonore depinde de intensitatea forţelor elastice dintre particulele mediului elastic care, la rândul lor, depind de starea de agregare a mediului



Scanned with OKEN Scanner

solid, lichid sau gazos. Întrucât în solide, forţele elastice sunt mai mari decât în lichide, iar acestea din urmă mai mari decât în gaze, înseamnă că în solide ultrasunetele se propagă cu viteză mai mare decât în lichide, iar în lichide viteza este mai mare decât în gaze.

### *I.1.3.4.1. Viteza de propagare în solide*

Să considerăm cazul particular al unei unde longitudinale plane care se propagă într-un mediu elastic unidimensional (bară subţire) prezentat în Fig. 4.

Sub acţiunea forţei deformatoare, paralelă cu axa barei, elementul de lungime *dx* suferă o deformare (alungire) dar şi o deplasare de-a lungul axei ox.

Aplicând legea lui Hooke se obţine relaţia (13) $\sigma(x) = E\frac{\vartheta y}{\vartheta x}$.

Derivând această relaţie în raport cu variabila *x* obţinem:

$$\frac{\vartheta\sigma(x)}{\vartheta x} = E\frac{\vartheta^2 y}{\vartheta x^2} \qquad (31)$$

Sub acţiunea forţei deformatoare, elementul de bară de lungime *dx* suferă o deplasare de-a lungul axei ox. În conformitate cu legea a doua a lui Newton, $F = ma$, rezultă:



Scanned with OKEN Scanner

$$S[\sigma(x+dx)-\sigma(x)] = \rho S dx \frac{\partial^2 y}{\partial t^2};$$

$$a = \frac{\partial v}{\partial t} = \frac{\partial^2 y}{\partial t^2}$$

După dezvoltarea în serie a funcţiei $\sigma(x+dx) = \sigma(x)+\frac{\partial \sigma}{\partial x}dx+...$, relaţia de mai sus devine:

$$\frac{\partial \sigma(x)}{\partial x} = \rho \frac{\partial^2 y}{\partial t^2} \qquad (32)$$

Din relaţiile (31) şi (32) rezultă:

$$\frac{\partial^2 y}{\partial x^2} = \frac{\rho}{E}\frac{\partial^2 y}{\partial t^2} \qquad (33)$$

Comparând relaţia (33) cu relaţia (6), se găseşte că viteza de propagare a undelor longitudinale într-un mediu elastic unidimensional este:

$$u = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \qquad (34)$$

Relaţia (34) este valabilă când lungimea de undă a ultrasunetelor este mai mare decât dimensiunile transversale ale mediului elastic.

Pentru cazul unui mediu elastic nelimitat:



Scanned with OKEN Scanner

$$u = \sqrt{\left[\frac{E}{\rho}\frac{1-\mu}{(1+\mu)(1-2\mu)}\right]} \qquad (35)$$

unde $\mu$ este coeficientul lui Poisson definit ca raportul dintre contracţia specifică a barei pe direcţia perpendiculară, $\varepsilon_{\perp}$, în raport cu direcţia de tracţiune şi alungirea specifică pe direcţia de tracţiune $\varepsilon_{\parallel}$: $\mu = \varepsilon_{\perp} / \varepsilon_{\parallel}$.

Relaţiile (34) şi (35) arată că viteza undelor ultrasonore longitudinale depinde de densitatea şi constantele elastice ale materialului. Comparând cele două relaţii se constată că viteza de propagare a undelor ultrasonore longitudinale într-un solid nelimitat sunt mai mari decât în bare subţiri, deoarece în cazul mediului nelimitat, la propagarea undelor elastice, fiecare element de volum suferă o compresiune sau întindere laterală suplimentară din partea elementelor de volum vecine. În cazul unei bare de fier, $E = 2 \times 10^{11}$ N/m$^2$, $\rho = 7.700$ kg/m$^3$ şi $u = 5.050$ m/s.

În cazul undelor transversale, care se propagă într-un mediu elastic limitat (de exemplu, o bară fixată la un capăt, căreia i se aplică la celălalt capăt o lovitură perpendiculară pe axă), un strat de particule dintr-o secţiune transversală, scoase din poziţia de echilibru, alunecă faţă de particulele din stratul



Scanned with OKEN Scanner

vecin şi le antrenează în mişcare. Fenomenul se transmite din aproape în aproape sub forma undelor transversale.

Analog undelor longitudinale, viteza undelor transversale într-un mediu elastic este:

$$u_t = \sqrt{\frac{G}{\rho}} \qquad (36)$$

unde $G$ este modulul de elasticitate transversal sau de forfecare.

Întrucât între $G$ şi $E$ există relaţia $G = \frac{E}{2(1+\mu)}$

$$u_t = \sqrt{\left[\frac{E}{\rho}\frac{1}{2(1+\mu)}\right]} \qquad (37)$$

Ţinând cont de relaţia (34), relaţia (37) devine:

$$u_t = u\sqrt{\frac{1}{2(1+\mu)}} \qquad (38)$$

Întrucât în solide $\mu < 1$, din relaţia (38) rezultă că viteza undelor ultrasonore transversale este mai mică decât cea a undelor longitudinale.

Ca şi în cazul undelor longitudinale, viteza undelor transversale nu depinde de frecvenţa ultrasunetelor dar depinde de natura mediului ($\rho$ şi $E$). Viteza ultrasunetelor depinde de frecvenţă numai în domeniul frecvenţelor înalte (zeci şi sute de



Scanned with OKEN Scanner

MHz). În solidele anizotrope (cristaline), viteza ultrasunetelor este diferită de-a lungul fiecărei direcţii de ordonare.

### *I.1.3.4.2. Viteza de propagare în lichide*

În mediile lichide se propagă numai undele longitudinale deoarece forţele de coeziune sunt relativ reduse. Procesul de propagare a ultrasunetelor se apropie de un proces adiabatic, adică între diferitele părţi ale lichidului cu temperaturi diferite (regiunile comprimate au temperaturi mai mari decât cele rarefiate) nu are loc schimb de căldură. Din punct de vedere termodinamic entropia sistemului este constantă. Expresia vitezei de propagare a undelor în lichide este asemănătoare cu cea a vitezei undelor longitudinale în solide, cu specificaţia că rolul modulului de elasticitate la tracţiune $E$ este luat de modulul de compresibilitate $E_{ad}$, denumit şi modulul adiabatic de compresibilitate.

$$u_l = \sqrt{\frac{E_{ad}}{\rho}} \qquad (39)$$

unde $\rho$ este densitatea medie a lichidului.



Scanned with OKEN Scanner

Prin definiţie, compresibilitatea adiabatică a unui lichid este variaţia unităţii de volum sub acţiunea unităţii de presiune, la entropie constantă.

$$\beta_{ad} = -\frac{1}{V}\left(\frac{\partial V}{\partial p}\right)_S \qquad (40)$$

Semnul minus indică scăderea volumului când presiunea creşte.

În mod asemănător, compresibilitatea izotermă (la frecvenţe foarte mici),

$$\beta_{iz} = -\frac{1}{V}\left(\frac{\partial V}{\partial p}\right)_T \qquad (41)$$

Întrucât $\beta_{iz} = \gamma\beta_{ad}$, $E_{ad} = \frac{1}{\beta_{ad}}$ şi $\gamma = \frac{C_p}{C_v}$, unde $C_p$ şi $C_v$ sunt căldurile specifice la presiune şi respectiv volum constant, expresia vitezei undelor devine:

$$u_l = \sqrt{\frac{1}{\rho\beta_{ad}}} \qquad (42)$$

sau

$$u_l = \sqrt{\frac{\gamma}{\rho\beta_{iz}}} \qquad (43)$$



Scanned with OKEN Scanner

Relaţia (42) este foarte importantă întrucât oferă posibilitatea determinării compresibilităţii adiabatice – un parametru important în fizica moleculară – când se cunosc viteza ultrasunetelor şi densitatea lichidului. Pentru determinarea vitezei ultrasunetelor în lichide, sunt cunoscute diverse metode, dintre care unele sunt descrise în capitolul 5.

### *I.1.3.4.3. Viteza de propagare în gaze*

Ca şi în lichide, în mediile gazoase se propagă numai undele longitudinale. Spre deosebire de lichide, în gaze, procesele de propagare a undelor ultrasonore longitudinale pot fi izoterme sau adiabate.

Dacă frecvenţa ultrasunetelor este mică, atunci gazul are timp suficient să schimbe căldură cu mediul exterior, temperatura lui rămânând constantă.

Într-un proces de transformare izoterm se verifică legea lui Boyle – Mariotte, $pV$ = const. Prin diferenţierea acestei relaţii se obţine: $p\,dV = -V\,dp$ sau

$$\frac{1}{p} = -\frac{1}{V}\left(\frac{dV}{dp}\right) \qquad (44)$$

unde $p$ şi $V$ sunt presiunea şi volumul gazului.



Scanned with OKEN Scanner

Comparând relaţiile (44) şi (40), rezultă că în gaze rolul modulului de compresibilitate din lichide îl joacă presiunea gazului. Atunci,

$$u_{gt} = \sqrt{\frac{p}{\rho}} \qquad (45)$$

unde $\rho$ este densitatea medie a gazului.

La frecvenţe mari, procesul de propagare a ultrasunetelor este adiabatic. O transformare adiabatică se supune ecuaţiei lui Poisson, $pV^{\gamma} = \text{const.}$

Prin diferenţiere se obţine:

$$V^{\gamma} dp + \gamma V^{\gamma-1} dV = 0$$

sau

$$-\frac{1}{\gamma p} = \frac{1}{V}\left(\frac{dV}{dp}\right) \qquad (46)$$

În cazul proceselor adiabatice, rolul modulului de compresibilitate este luat de produsul $\gamma p$, iar viteza ultrasunetelor are expresia:

$$u_{ga} = \sqrt{\frac{\gamma p}{\rho}} \qquad (47)$$



Scanned with OKEN Scanner

Luând în considerare ecuaţia de stare a gazelor sub forma $p = \frac{\rho RT}{M}$, formula (47) devine:

$$u_{ga} = \sqrt{\frac{\gamma RT}{M}} \qquad (48)$$

unde $M$ este masa molară a gazului iar $T$ temperatura lui absolută.

Viteza ultrasunetelor în gaze, în condiţii adiabatice, depinde deci de temperatura acestuia. De exemplu, pentru aer la T=293°K se obţine $u_{ga}$=342 m/s.



Scanned with OKEN Scanner

# I.2. Fenomene de descompunere şi compunere a undelor ultrasonore

## I.2.1. Reflexia şi refracţia undelor ultrasonore

La suprafaţa de separare dintre două medii cu impedanţă acustică diferită, o undă ultrasonoră suferă fenomenul de reflexie – o parte din energia acustică incidentă se întoarce în primul mediu, şi fenomenul de refracţie – restul de energie se propagă în cel de-al doilea mediu. Spunem că unda incidentă se descompune în două unde, o undă reflectată şi una refractată.

### I.2.1.1. Reflexia şi refracţia undelor la incidenţa normală

La suprafaţa de separare dintre două medii elastice unde nu există pierderi de energie (Fig. 5), ecuaţiile vitezei de fază şi ale presiunii celor trei unde, incidentă, reflectată şi refractată, în cazul undelor longitudinale plane au forma dată în formulele (49) – (51) şi respectiv (52) –(54).



Scanned with OKEN Scanner

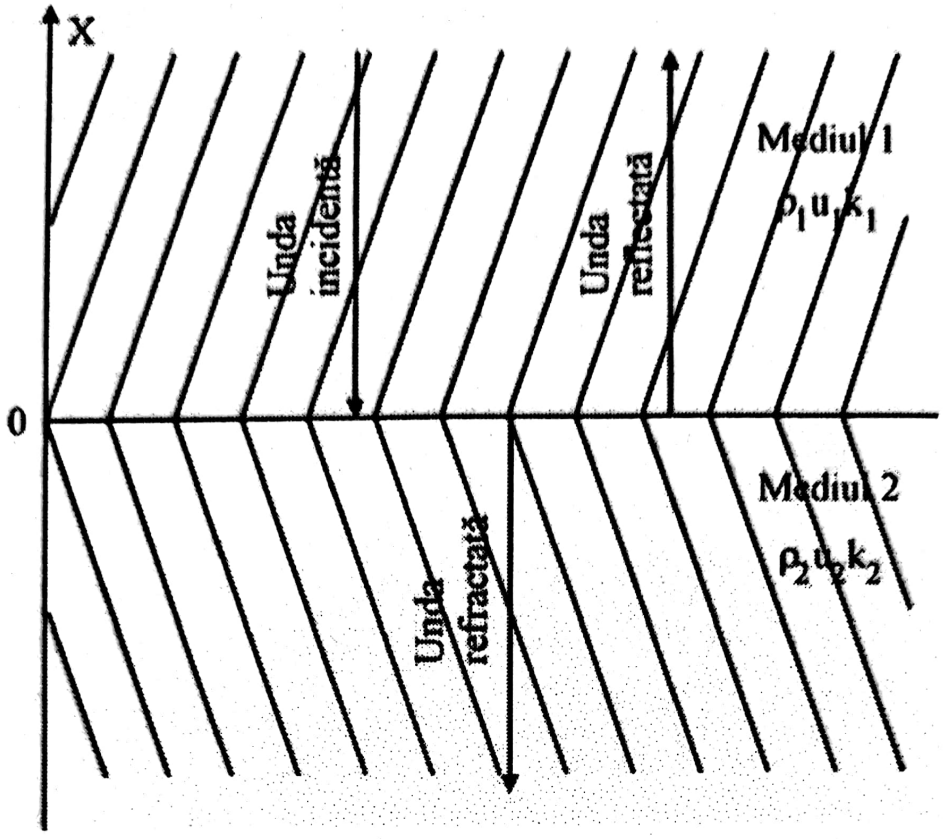



***Fig. 5 Reflexia şi refracţia undelor acustice la incidenţă normală***

$$v_i = i\omega A_i e^{i(\omega t - k_1 x)} \tag{49}$$

$$v_r = i\omega A_r e^{i(\omega t + k_1 x + \varphi_r)} \tag{50}$$

$$v_t = i\omega A_t e^{i(\omega t - k_2 x + \varphi_t)} \tag{51}$$

$$p_i = -i\rho_1 u_1 \omega A_i e^{i(\omega t - k_1 x)} \tag{52}$$

$$p_r = i\rho_1 u_1 \omega A_r e^{i(\omega t + k_1 x + \varphi_r)} \tag{53}$$

$$p_t = -i\rho_2 u_2 \omega A_t e^{i(\omega t - k_2 x + \varphi_t)} \tag{54}$$



Scanned with OKEN Scanner

La aceste relaţii se ajunge plecând de la ecuaţia de propagare corespunzătoare celor trei unde ultrasonore:

$$y_i = A_i e^{i(\omega t - k_1 x)}$$

$$y_r = A_r e^{i(\omega t + k_1 x + \varphi_r)}$$

$$y_t = A_t e^{i(\omega t - k_2 x + \varphi_t)}$$

şi ţinând cont de relaţiile:

$$v = \frac{\partial y}{\partial t}$$

$$p = E\frac{\partial y}{\partial x}$$

$$E = u^2 \rho$$

$$k = \frac{\omega}{u},$$

unde $k_1$ şi $k_2$ sunt numerele de undă pentru primul şi al doilea mediu, $\varphi_r$ si $\varphi_t$ sunt modificările de fază ale undei reflectate şi ale celei refractate, la limita de separaţie dintre cele două medii faţă de unda incidentă, $A_i$, $A_r$ şi $A_t$ – amplitudinile undelor incidente, reflectate şi refractate.

Expresiile presiunilor s-au obţinut din ecuaţiile vitezelor corespunzătoare după relaţia:



Scanned with OKEN Scanner

$$p = E\frac{\vartheta y}{\vartheta x}, \text{ unde } E = u^2\rho$$

La limita de separaţie dintre cele două medii ($x = 0$), conform legii continuităţii, vitezele şi presiunile în cele două medii au aceleaşi valori:

$$v_i + v_r = v_t \qquad (55)$$

$$p_i + p_r = p_t \qquad (56)$$

Introducând expresiile (49) – (54) în ecuaţiile (55) şi (56) rezultă:

$$A_i + A_r e^{i\varphi_r} = A_t e^{i\varphi_t} \qquad (57)$$

$$\rho_1 u_1 A_i - \rho_1 u_1 A_r e^{i\varphi_r} = \rho_2 u_2 A_t e^{i\varphi_t} \qquad (58)$$

Împărţind prin $A_i$ şi aplicând formulele lui Euler, relaţiile (57) şi (58) devin:

$$1 + C_r\cos\varphi_r + i\,C_r\sin\varphi_r = C_t\cos\varphi_t + i\,C_t\sin\varphi_t \qquad (59)$$

şi $\rho_1 u_1 - \rho_1 u_1 C_r\cos\varphi_r - i\rho_1 u_1 C_r\sin\varphi_r =$

$$= \rho_2 u_2\, C_t\cos\varphi_t + i\rho_2 u_2\, C_t\sin\varphi_t \qquad (60)$$

unde $C_r = \frac{A_r}{A_i}$ şi $C_t = \frac{A_t}{A_i}$ sunt factorii (coeficienţii) de reflexie, respectiv transmisie acustică în amplitudine.



Scanned with OKEN Scanner

Egalând părţile reale şi imaginare din relaţiile (59) şi (60) se obţine:

$$1 + C_r\cos\varphi_r = C_t\cos\varphi_t \qquad (61)$$

$$C_r\sin\varphi_r = C_t\sin\varphi_t \qquad (62)$$

$$1 - C_r\cos\varphi_r = \frac{\rho_2 u_2}{\rho_1 u_1} C_t\cos\varphi_t \qquad (63)$$

$$C_r\sin\varphi_r = -\frac{\rho_2 u_2}{\rho_1 u_1} C_t\sin\varphi_t \qquad (64)$$

Adunând relaţiile (61) cu (63), scăzând relaţiile (62) şi (64), separând funcţiile trigonometrice şi ridicându-le la pătrat, rezultă:

$$\cos^2\varphi_t = \frac{4}{C_t^{\,2}\left(1+\frac{\rho_2 u_2}{\rho_1 u_1}\right)^2} \qquad (65)$$

$$\sin^2\varphi_t = 0 \qquad (66)$$

Din relaţiile (65) şi (66) deducem că:

$$1 = \frac{4}{C_t^{\,2}\left(1+\frac{\rho_2 u_2}{\rho_1 u_1}\right)^2} \text{ sau } C_t = \frac{2\rho_1 u_1}{\rho_1 u_1 + \rho_2 u_2} \qquad (67)$$

Soluţia negativă se exclude deoarece termenii $\rho_1 u_1$ şi $\rho_2 u_2$ sunt pozitivi.



Scanned with OKEN Scanner

Conform principiului conservării energiei, în cazul absenţei de pierderi la suprafaţa de separaţie dintre medii

$$C_r + C_t = 1 \qquad (68)$$

Introducând relaţia (67) în relaţia (68), găsim:

$$C_r = \frac{\rho_2 u_2 - \rho_1 u_1}{\rho_1 u_1 + \rho_2 u_2} \qquad (69)$$

Când impedanţele acustice ale celor două medii sunt egale, $\rho_1 u_1 = \rho_2 u_2$, rezultă că $C_r = 0$ şi $C_t = 1$. Deci, întreaga energie se transmite mediului al doilea. Condiţia de adaptare a impedanţelor este foarte importantă la transferul energiei ultrasonore în materiale. Exemple de coeficienţi de transmisie pentru câteva perechi de materiale: cuarţ – plexiglas 0,399, cuarţ – apă 0,344 şi cuarţ – aer 0,002.

### I.2.1.2. Reflexia şi refracţia undelor la incidenţa oblică

În cazul incidenţei normale, reflexia şi refracţia undelor acustice longitudinale plane sunt observate pentru orice perechi de medii elastice, solide, lichide sau gazoase. La incidenţa oblică, presiunea acustică corespunzătoare undei incidente este dirijată oblic în raport cu suprafaţa de separaţie, putând fi descompusă în două componente: una normală şi una tangentă la suprafaţa de separare. Datorită acestui fapt, în ambele medii



Scanned with OKEN Scanner

se propagă atât unde longitudinale cât şi unde transversale. Prin urmare, unda incidentă longitudinală se descompune într-o undă reflectată şi una refractată, iar acestea la rândul lor au câte două componente – una longitudinală şi una transversală.

Deoarece undele transversale nu se propagă în mediile lichide şi gazoase, înseamnă că fenomenul de dublă reflexie şi refracţie are loc numai în cazul perechilor de medii elastice solid – solid.

Undele longitudinale şi cele transversale au viteze diferite, fapt ce determină devieri diferite ale direcţiei de propagare faţă de normala la suprafaţă.

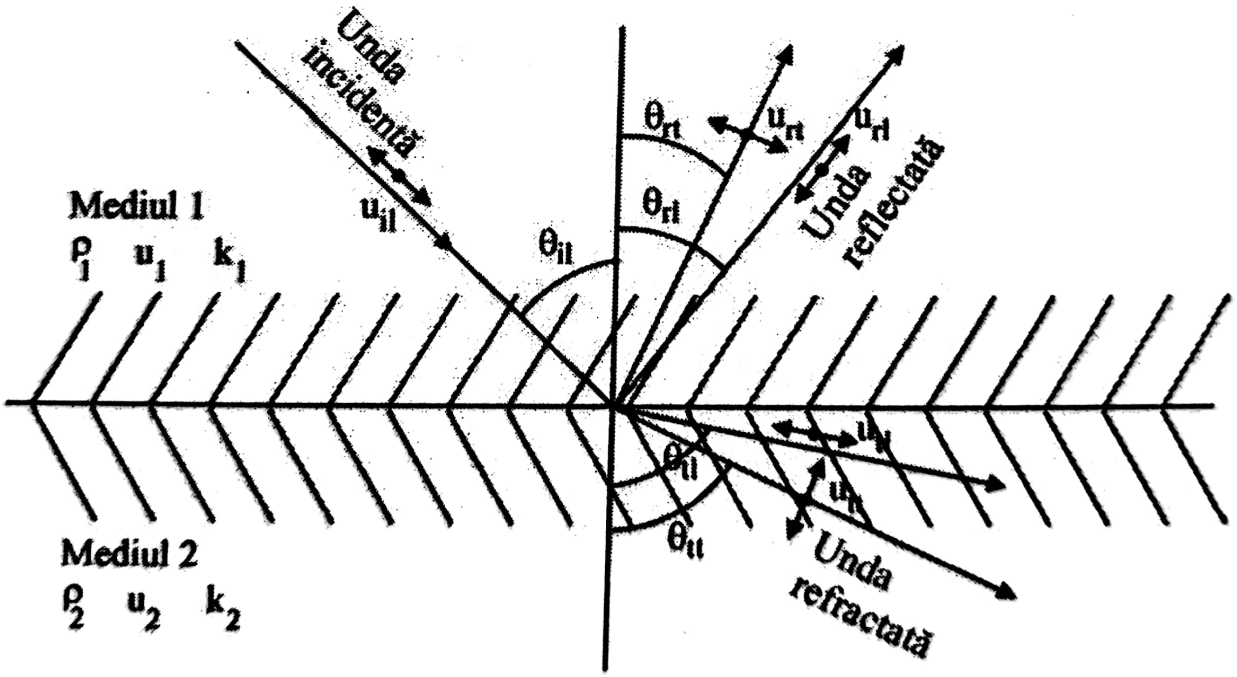



***Fig. 6 Reflexia şi refracţia undelor acustice la incidenţă oblică***



Scanned with OKEN Scanner

Conform legii lui Snell, utilizând notaţiile din figura 6, între unghiuri şi vitezele de propagare există relaţia:

$$\frac{\sin\theta_{il}}{u_{il}} = \frac{\sin\theta_{rl}}{u_{rl}} = \frac{\sin\theta_{tt}}{u_{tt}} = \frac{\sin\theta_{tl}}{u_{tl}} \qquad (70)$$

unde, $u_{il}$, $u_{rl}$ şi $u_{tl}$ sunt vitezele undelor longitudinale incidente, reflectate şi refractate, iar $u_{tt}$ – viteza undei transversale refractată.

Când $\theta_{tl} = \frac{\pi}{2}$, în mediul al doilea se transferă doar unda transversală. Unghiul limită corespunzător acestui caz este:

$$\theta_{il} = \arcsin\frac{u_{il}}{u_{tl}}$$

Dacă şi unghiul $\theta_{tt} = \frac{\pi}{2}$, atunci, în mediul al doilea nu trece nici o undă (reflexie totală), iar unghiul limită este:

$$\theta_{il} = \arcsin\frac{u_{il}}{u_{tt}}$$

Cunoaşterea acestor valori limită pentru unghiul de incidenţă este foarte importantă în construirea traductoarelor, cuploarelor şi concentratoarelor de energie ultrasonoră în



Scanned with OKEN Scanner

vederea transmiterii unui anumit tip de undă (longitudinală sau transversală) într-un mediu de interes.

## I.2.2. Interferenţa undelor ultrasonore

Interferenţa este fenomenul de compunere a două sau mai multe unde coerente sau de aceeaşi frecvenţă. Pentru a determina caracteristicile fenomenului de interferenţă, vom considera interferenţa a două unde într-un punct din spaţiu P, situat la distanţele $r_1$ şi $r_2$ de sursele coerente punctiforme $S_1$ şi $S_2$ (Fig. 7).

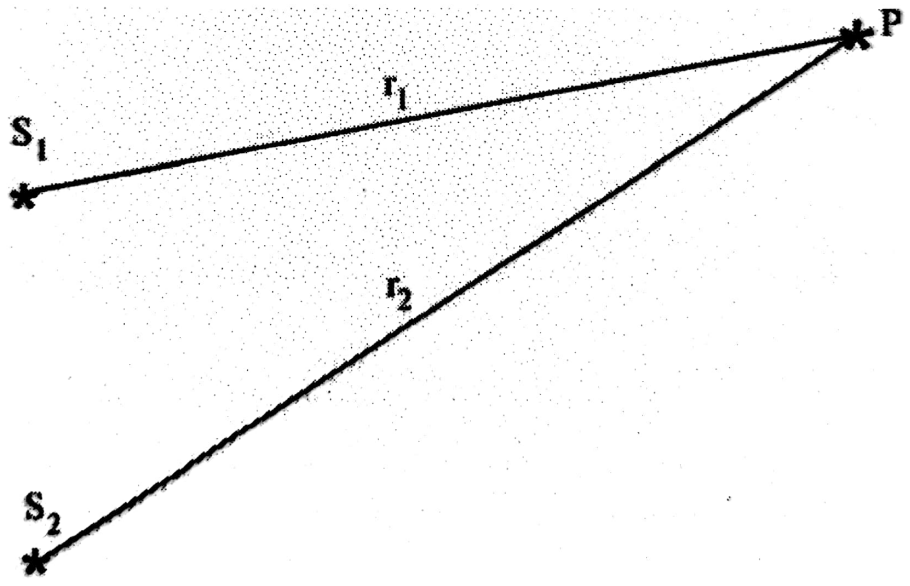



***Fig. 7 Compunerea undelor provenite de la două surse coerente***

Ecuaţiile celor două unde suprapuse în punctul P sunt:



Scanned with OKEN Scanner

$$y_1 = ae^{i(\omega t - kr_1)} \qquad (71)$$

$$y_2 = ae^{i(\omega t - kr_2)} \qquad (72)$$

Pentru simplificarea calculelor s-a considerat că undele au aceeaşi amplitudine $a$ şi faza iniţială nulă. Prin compunere va rezulta o undă cu aceeaşi pulsaţie, cu amplitudine şi fază care depind de diferenţa de drum dintre cele două unde. Prin compunere:

$$y = y_1 + y_2 = ae^{i\omega t}\left(e^{-ikr_1} + e^{-ikr_2}\right) =$$

$$= ae^{i\omega t}[(\cos kr_2 + \cos kr_1) - i(\sin kr_1 + \sin kr_2)]$$

Amplitudinea complexă a undei rezultante are expresia:

$$A^* = a[(\cos kr_1 + \cos kr_2) - i(\sin kr_1 + \sin kr_2)]$$

Modulul amplitudinii complexe, sau modulul undei rezultante este:

$$\left|A^*\right| = a\sqrt{(\cos kr_1 + \cos kr_2)^2 + (\sin kr_1 + \sin kr_2)^2} =$$

$$a\sqrt{2 + 2(\cos kr_1 \cos kr_2 + \sin kr_1 \sin kr_2)} = a\sqrt{2[1 + \cos k(r_2 - r_1)]}$$

Folosind relaţia de transformare: $1 + \cos\alpha = 2\cos^2\frac{\alpha}{2}$, obţinem:



Scanned with OKEN Scanner

$$|A^*| = 2a\cos\frac{k(r_2 - r_1)}{2} \qquad (73)$$

Faza undei rezultante este dată de:

$$\mathrm{tg}\varphi = -\frac{\sin kr_1 + \sin kr_2}{\cos kr_1 + \cos kr_2} \qquad (74)$$

Ţinând cont de relaţiile de transformare:

$$\sin\alpha + \sin\beta = 2\sin\frac{\alpha+\beta}{2}\cos\frac{\alpha-\beta}{2}$$

şi

$$\cos\alpha + \cos\beta = 2\cos\frac{\alpha+\beta}{2}\cos\frac{\alpha-\beta}{2}$$

relaţia (74) devine:

$$tg\varphi = tg\left(-\frac{k(r_1+r_2)}{2}\right)$$

Din această ultimă relaţie, rezultă:

$$\varphi = -\frac{k(r_1+r_2)}{2} \qquad (75)$$

care reprezintă faza undei rezultante.

Forma complexă a undei rezultante este :

$$y = 2a\cos\frac{k(r_2 - r_1)}{2}e^{i\left[\omega t - \frac{k}{2}(r_2+r_1)\right]} \qquad (76)$$



Scanned with OKEN Scanner

Partea reală a acestei expresii, frecvent denumită ecuaţia undei, are expresia:

$$y = 2a\cos\frac{k(r_2 - r_1)}{2}\cos\left(\omega t - \frac{k(r_2 + r_1)}{2}\right) \qquad (77)$$

Când diferenţa de fază dintre cele două unde în punctul P este

$$\frac{k(r_2 - r_1)}{2} = n\pi, \text{ unde } n = 0, 1, 2, \ldots$$

unda rezultantă are amplitudinea maximă $A^* = 2a$. În acest caz, în punctul P se obţine un maxim de interferenţă. În cazul

$$\frac{k(r_2 - r_1)}{2} = (2n + 1)\frac{\pi}{2}$$

undele dau în P un minim de interferenţă cu $A^* = 0$

Când cele două unde plane, cu aceeaşi amplitudine $a$ şi aceeaşi viteză unghiulară $\omega$, se propagă pe aceeaşi direcţie dar în sensuri opuse, fenomenul de interferenţă se numeşte fenomenul de unde staţionare.



Scanned with OKEN Scanner

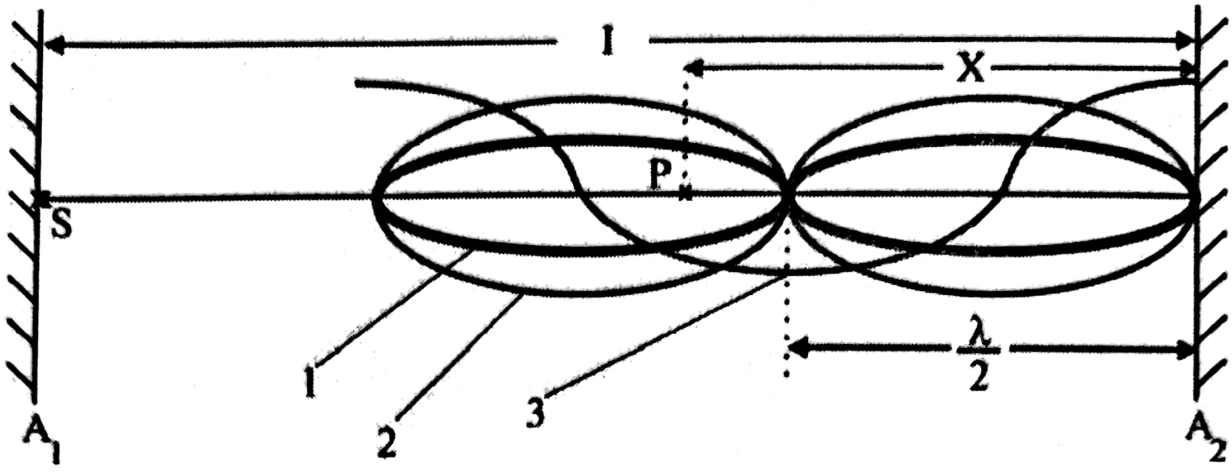



***Fig. 8 Compunerea a două unde care se propagă pe aceeaşi direcţie. Variaţia amplitudinii: deplasării maxime (1), a vitezei maxime (2) şi a presiunii maxime (3)***

Să considerăm o sursă de unde plane, într-un mediu neabsorbant, şi două suprafeţe perfect reflectante $A_1$ şi $A_2$ (Fig. 8).

Drumurile optice parcurse de cele două unde, una provenind prin reflexie de pe suprafaţa $A_2$ şi cealaltă direct de la sursa S sunt:

$$r_2 = l + x + \frac{\lambda}{2}, \text{ respectiv } r_1 = l - x$$

Înlocuind aceste valori în ecuaţia generală a undei compuse (77) obţinem:

$$y = 2a\cos(kx + \frac{\pi}{2})\sin(\omega t - kl) \qquad (78)$$

care reprezintă ecuaţia undei staţionare.



Scanned with OKEN Scanner

În cazul unei unde elastice progresive – o undă care se propagă într-o singură direcţie – în absenţa pierderilor, fiecare punct de pe direcţia de propagare oscilează cu aceeaşi amplitudine.

Amplitudinea undelor staţionare depinde de poziţia punctului de pe direcţia de propagare după relaţia:

$$A^* = 2a\cos(kx + \frac{\pi}{2}) \qquad (79)$$

Amplitudinea este maximă şi egală cu $A^* = 2a$ când:

$$kx + \frac{\pi}{2} = n\pi \quad \text{sau} \quad x_{max} = (2n-1)\frac{\lambda}{4} \qquad (80)$$

Toate punctele situate la distanţe egale cu un număr impar de sferturi de lungime de undă faţă de suprafaţa reflectantă $A_2$ au amplitudinea maximă şi formează ventre.

Amplitudinea este zero când

$$kx + \frac{\pi}{2} = (2n+1)\frac{\pi}{2} \quad \text{sau} \quad x_{min} = n\frac{\lambda}{2} \qquad (81)$$

Toate punctele situate la distanţe egale cu un număr întreg de semilungimi de undă faţă de aceeaşi suprafaţă reflectantă $A_2$ au amplitudinea $A^* = 0$, deci nu oscilează şi formează noduri de deplasare. Distanţa dintre două noduri sau



Scanned with OKEN Scanner

două ventre succesive este egală cu $\frac{\lambda}{2}$. Dacă derivăm expresia (78) în raport cu timpul, obţinem viteza de oscilaţie

$$v = \frac{\vartheta y}{\vartheta t} = \omega 2a \cos(kx + \frac{\pi}{2}) \cos(\omega t - kl) \qquad (82)$$

iar dacă o derivăm în raport cu distanţa $x$ obţinem presiunea undelor ultrasonore staţionare

$$p = E\frac{\vartheta y}{\vartheta x} = -kE2a \sin(kx + \frac{\pi}{2}) \sin(\omega t - kl) \qquad (83)$$

Examinând relaţiile (82) şi (83) se constată că amplitudinile vitezei $v$ şi presiunii $p$, asemenea amplitudinii de deplasare, depind de poziţia punctului material şi rămân constante în timp. Aceasta înseamnă că amplitudinile vitezei şi presiunii formează noduri şi ventre de-a lungul direcţiei de propagare a undelor staţionare ca şi amplitudinea de deplasare.

Pentru $kx + \frac{\pi}{2} = n\pi$ sau $x = (2n - 1)$,

$A_{max} = 2\ a$

$v_{max} = 2\ \omega\ a$

$p_{max} = 0$

Deci amplitudinile deplasării şi vitezei formează ventre pe când amplitudinea presiunii formează noduri.



Scanned with OKEN Scanner

Pentru $kx + \frac{\pi}{2} = (2n + 1)\frac{\pi}{2}$ sau $x = n\frac{\lambda}{2}$, amplitudinile deplasării şi vitezei punctelor materiale formează minime, iar amplitudinea presiunii formează maxime.

$$A_{max} = 0$$

$$v_{max} = 0$$

$$|p_{max}| = 2\,k\,E\,a$$

La nodurile de deplasare presiunea este maximă. Aceasta afirmaţie este foarte importantă în cazul efectuării de măsurători ale vitezei ultrasunetelor în lichide, prin metode interferometrice.

Când presiunea formează un ventru pe un perete reflector – $(x = l = n\frac{\lambda}{2})$ – care poate fi chiar traductorul de ultrasunete – unda reflectată care vine din mediul elastic este în opoziţie de fază cu unda ultrasonoră emisă de generatorul de ultrasunete, care joacă şi rolul de traductor. Cele două unde sunt în opoziţie de fază deoarece amplitudinile deplasării şi viteza sunt minime (formează noduri). În acest caz, reacţia coloanei de lichid asupra emiţătorului atinge un maxim şi în consecinţă, amplitudinea cu care vibrează placa trece printr-un minim. Ca urmare, puterea consumată de emiţător, deci



Scanned with OKEN Scanner

curentul din circuitul oscilatorului electric care alimentează emiţătorul, atinge un maxim. Curentul electric devine minim când pe suprafaţa emiţătorului se formează un ventru de deplasare. Deplasând peretele reflector $A_2$ cu ajutorul unui şurub micrometric se poate măsura cu precizie distanţa $d = \frac{\lambda}{2}$ ca fiind deplasarea şurubului micrometric între două maxime succesive ale curentului electric. Atunci din relaţia

$$d = \frac{T}{2}u = \frac{u}{2f}$$

unde $f$ este frecvenţa ultrasunetelor, se determină viteza ultrasunetelor $u$.



Scanned with OKEN Scanner

# I.3. Atenuarea undelor ultrasonore

În procesul de propagare, undele ultrasonore întâlnesc medii elastice finite, separate prin suprafeţe de separare. În timpul propagării printr-un mediu real, undele ultrasonore pierd din energia lor iniţială, suferind astfel un proces de atenuare.

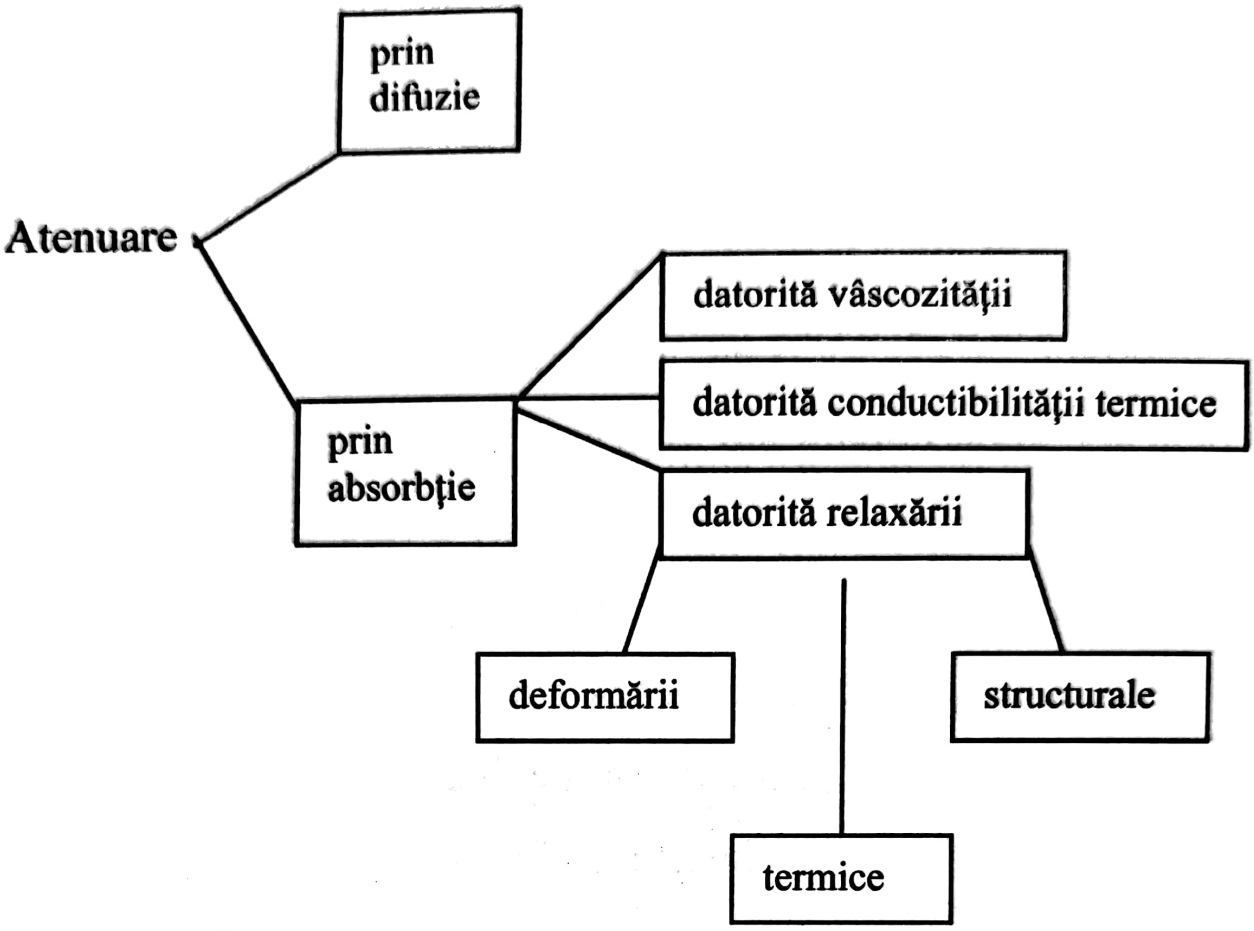
Atenuarea undelor ultrasonore poate avea loc atât la suprafaţa de separare dintre medii, cât şi în volumul acestora.

În schema care urmează sunt prezentate procesele de atenuare comune care au loc în mediile elastice solide, lichide sau gazoase. Mediile elastice solide şi gazoase pot prezenta suplimentar procese de relaxare specifice. Astfel, la gaze apar pierderi de energie prin radiaţie în special în straturile comprimate, iar la solidele metalice, interacţiunea dintre undele elastice şi electroni sau undele termice diminuează energia undelor acustice.

Atenuarea prin reflexie sau de suprafaţă are loc la suprafaţa de separare dintre două medii, unde o parte din energia undei incidente se întoarce în mediul de unde vine, restul trecând în mediul al doilea.



Scanned with OKEN Scanner




***Procese de atenuare a undelor ultrasonore în medii elastice***

Atenuarea prin difuzie are loc în mediile elastice neomogene şi se datorează împrăştierii energiei acustice de către neomogenităţile structurale, fisuri sau impurităţi. Energia ultrasonică este deviată de la direcţia de propagare.

Atenuarea prin absorbţie, cauzată de factorii menţionaţi în schema de mai sus, depinde numai de caracteristicile



Scanned with OKEN Scanner

intrinseci ale mediului prin care trece unda. Prin urmare, evaluarea acestui fenomen poate aduce informaţii cu privire la proprietăţile fizice ale mediului de propagare.

Întrucât procesul de atenuare a ultrasunetelor depinde nu numai de procesul de absorbţie caracteristic domeniilor omogene, ci şi de structura neomogenă a mediilor elastice, cunoaşterea fenomenului de atenuare este foarte importantă în aplicaţiile ultrasunetelor, cum ar fi: controlul defectelor pieselor finite, determinarea diferitelor proprietăţi ale unui material, diagnosticarea şi tratamentele medicale etc.

Apariţia absorbţiei modifică descrierea fenomenologică a propagării undelor plane progresive prin introducerea unui factor suplimentar în ecuaţia undei dată de relaţiile (3) sau (4):

$$y = A_0 e^{-\alpha x} \cos(\omega t - kx) \qquad (84)$$

sau

$$y^* = A_0 e^{-\alpha x} e^{i(\omega t - kx)} \qquad (85)$$

unde $\alpha$ este coeficientul de absorbţie în amplitudine pe unitatea de distanţă, iar $A_0$ – amplitudinea undei la intrarea în mediul elastic absorbant.

Din relaţiile (84) şi (85) se poate constata că în procesul de absorbţie, amplitudinea undei (amplitudinea deplasării



Scanned with OKEN Scanner

punctelor materiale faţă de poziţia de echilibru) se micşorează cu distanţa $x$ parcursă în mediul elastic, conform relaţiei:

$$A = A_0 e^{-\alpha x} \tag{86}$$

Tinând cont de dependenţa presiunii acustice şi a intensităţii acustice de amplitudinea $A$, $p \sim A$ (13) şi $I \sim A^2$ (27), în cazul unei atenuări uniforme se poate scrie:

$$p = p_0 e^{-\alpha x} \tag{87}$$

şi

$$I = I_0 e^{-2\alpha x} \tag{88}$$

Din relaţia de mai sus rezultă că intensitatea acustică are un coeficient de absorbţie egal cu dublul coeficientului de absorbţie al amplitudinii undei sau presiunii acustice.

Cunoscând valorile amplitudinii undei, presiunii acustice sau intensităţii acustice în două puncte $x_1$ şi $x_2$ de pe direcţia de propagare din mediul elastic absorbant, se poate determina coeficientul de absorbţie $\alpha$. Astfel, pentru cazul intensităţilor acustice:

$$I_1 = I_0 e^{-2\alpha x_1}$$

$$I_2 = I_0 e^{-2\alpha x_2}$$



Scanned with OKEN Scanner

Avem $I_1/I_2 = e^{2\alpha(x_2-x_1)}$, de unde rezultă

$$\alpha = \frac{1}{2(x_2 - x_1)} \ln \frac{I_1}{I_2} \qquad (89)$$

Coeficientul de absorbţie $\alpha$ se măsoară în dB/cm sau Np/cm; 1dB/cm = 8,686 Np/cm. La producerea atenuării concură procese care nu sunt integral reversibile.

## I.3.1. Atenuarea prin reflexie

La descrierea fenomenului de reflexie şi refracţie a ultrasunetelor (paragraful I.2.1.), am stabilit că în cazul undelor plane longitudinale ajunse la suprafaţa de separaţie dintre două medii elastice, coeficienţii de reflexie şi transmisie în amplitudine sunt:

$$C_r = \frac{\rho_2 u_2 - \rho_1 u_1}{\rho_1 u_1 + \rho_2 u_2} \text{ şi } C_t = \frac{2\rho_1 u_1}{\rho_1 u_1 + \rho_2 u_2}$$

Dacă ne raportăm la intensităţile acustice unde coeficientul de absorbţie este dublu faţă de cel în amplitudine, atunci coeficienţii de reflexie şi transmisie în intensitate sunt:

$$T_r = \left(\frac{\rho_2 u_2 - \rho_1 u_1}{\rho_1 u_1 + \rho_2 u_2}\right)^2 \text{ şi } T_t = \frac{4\rho_1 u_1 \rho_2 u_2}{(\rho_2 u_2 + \rho_1 u_1)^2}$$



Scanned with OKEN Scanner

Cu cât impedanţele caracteristice ale celor două medii elastice sunt mai diferite, cu atât atenuarea de suprafaţă în intensitate este mai accentuată.

## I.3.2. Atenuarea prin absorbţie

### I.3.2.1. Teoria clasică a absorbţiei

Conform teoriei clasice, absorbţia ultrasunetelor în lichide se datorează vâscozităţii şi conductibilităţii termice ale mediului.

În procesul de propagare a undelor ultrasonore plane longitudinale, straturile (zonele) mediului elastic lichid efectuează mişcări relative unele faţă de altele. Aceste mişcări pot fi de alunecare a unui strat faţă de altul adiacent (curgere laminară) şi de apropiere sau depărtare în cazul compresiunilor sau destinderilor.

Într-un fluid real (vâscos), acestor mişcări li se opun forţe de frecare datorate vâscozităţii mediilor respective. Pentru mediile vâscoase, cum ar fi fluidele reale, distingem deci o vâscozitate de tăiere (dinamică, Stokes sau forfecare) corespunzătoare mişcării de alunecare a straturilor şi o vâscozitate de volum datorată comprimărilor şi dilatărilor. Datorită forţelor de frecare interne, o parte din energia



Scanned with OKEN Scanner

transportată de undă este transformată în căldură şi este absorbită de mediul elastic. Are loc un proces de atenuare prin absorbţie datorită vâscozităţii mediului elastic:

$$\alpha_0 = \frac{2\pi^2 f^2}{\rho u^3}\left(\frac{4}{3}\eta_t + \eta_v\right) \qquad (90)$$

unde $\alpha_0$ este constanta de atenuare datorată vâscozităţii, $f$ – frecvenţa undelor ultrasonore, $\rho$ - densitatea mediului elastic, $u$ – viteza de fază a ultrasunetelor, $\eta_t$ – coeficientul de vâscozitate de tăiere (forfecare, Stokes sau dinamic) şi $\eta_v$ – coeficientul de vâscozitate de volum.

În procesul de propagare a undei longitudinale acustice, anumite regiuni ale mediului sunt comprimate iar temperatura acestora devine mai mare decât cea a regiunilor învecinate care sunt rarefiate. Din această cauză apare un proces de conducţie termică în urma căruia, căldura de la staturile comprimate se transferă la cele rarefiate. Are loc un fenomen de disipare a unei părţi din energia acustică transportată de undă. Kirchkoff a dat următoarea relaţie pentru constanta de atenuare corespunzătoare acestui proces:

$$\alpha_c = \frac{2\pi^2 f^2 (\gamma - 1)k}{\rho u^3 c_p} \qquad (91)$$



Scanned with OKEN Scanner

unde $\gamma = c_p/c_v$, $c_p$ şi $c_v$ – căldurile specifice la presiune şi volum constant şi $k$ – coeficientul de conductibilitate termică.

Constanta de atenuare globală, conform teoriei vâscozimetrice, este suma celor două constante date de relaţiile (90) şi (91):

$$\alpha_{g0} = \alpha_0 + \alpha_c$$

sau

$$\alpha_{g0} = \frac{2\pi^2 f^2}{\rho u^3}\left(\frac{4}{3}\eta_t + \eta_v + \frac{\gamma - 1}{c_p}k\right) \qquad (92)$$

Împărţind prin $f^2$ se obţine:

$$\alpha = \frac{\alpha_{g0}}{f^2} = \frac{2\pi^2}{\rho u^3}\left(\frac{4}{3}\eta_t + \eta_v + \frac{\gamma - 1}{c_p}k\right) \qquad (93)$$

Examinând relaţia (92) se constată proporţionalitatea între constanta de absorbţie globală şi pătratul frecvenţei undei acustice. Cu alte cuvinte, raportul $\frac{\alpha_{g0}}{f^2}$ nu depinde de frecvenţă, însă pentru un anumit lichid depinde de natura acestuia, de presiune, de temperatură etc.

Experimental, s-a constatat că peste o anumită valoare a frecvenţei, constanta de atenuare nu mai depinde exact de



Scanned with OKEN Scanner

pătratul frecvenţei, sau raportul $\frac{\alpha}{f^2}$ nu mai rămâne constant.

Acest fapt a fost pus pe seama fenomenului de relaxare a deformărilor (dilatări şi comprimări); deformările rămân în urma forţei sau presiunii (factorul perturbant) datorită forţelor de vâscozitate.

Cum deformările sunt corelate cu densităţile locale, cu care oscilează în fază, se poate afirma că modificarea dependenţei de frecvenţă a constantei de atenuare la frecvenţe ridicate, comparativ cu domeniul frecvenţelor joase, se datorează diferenţei de fază dintre variaţiile presiunii şi variaţiile densităţii locale.

Peste o anumită frecvenţă, densitatea locală nu mai poate urmări variaţiile în timp ale presiunii, datorită unui timp finit necesar ca perturbaţia să se transmită de la un strat de particule la cel adiacent. Cu creşterea frecvenţei, diferenţa de fază creşte, deformările se reduc, iar pierderile de energie datorită forţelor de vâscozitate scad.

Dependenţa matematică de frecvenţă a constantei de absorbţie s-a stabilit pe baza teoriei vâscoelastice a lui Frenkel. Potrivit acestei teorii, lichidul vâscos este caracterizat de doi parametri: un modul de compresie $E$ şi unul de tăiere $G$



Scanned with OKEN Scanner

corespunzător celor două deformări de alunecare şi respectiv de compresie sau dilatare.

La frecvenţe coborâte (condiţii statice), $E$ şi $G$ sunt nişte factori de proporţionalitate între eforturile şi deformările corespunzătoare şi nu depind de frecvenţă.

În condiţii de neechilibru (frecvenţe mari), cele două module devin mărimi complexe, dependente de frecvenţă, după relaţiile:

$$E = E_0 + E_1 \frac{\omega^2 \tau_v^{\,2}}{1+\omega^2 \tau_v^{\,2}} + iE_1 \frac{\omega \tau_v}{1+\omega^2 \tau_v^{\,2}} \qquad (94)$$

şi

$$G = G_0 + G_1 \frac{\omega^2 \tau_t^{\,2}}{1+\omega^2 \tau_t^{\,2}} + iG_1 \frac{\omega \tau_t}{1+\omega^2 \tau_t^{\,2}} \qquad (95)$$

unde $E_0$ şi $G_0$ sunt modulele de compresiune la frecvenţă zero, $E_1 = \frac{\eta_v}{\tau_v}$ şi $G_1 = \frac{\eta_t}{\tau_t}$, $\tau_v$ şi $\tau_t$ sunt timpul de relaxare a deformărilor de volum constant (în procesul de compresie şi destindere) şi respectiv timpul de relaxare de tăiere în condiţii statice (frecvenţe coborâte).

În cazul undelor longitudinale de frecvenţă mare, viteza de fază depinde de cele două module după relaţia:



Scanned with OKEN Scanner

$$u_c^2 = \frac{E + \frac{4}{3}G}{\rho} \tag{96}$$

Deoarece, la frecvenţe mari, $E$ şi $G$ sunt mărimi complexe, viteza de fază este o mărime complexă de forma:

$$\frac{1}{u_c^2} = \left(\frac{1}{u} - i\frac{\alpha}{\omega}\right)^2 = \frac{(\omega - i\alpha u)^2}{u^2\omega^2} \tag{97}$$

Din relaţia (97) rezultă:

$$u_c^2 = \frac{u^2\omega^2}{(\omega - i\alpha u)^2} = \frac{u^2\omega^4\left(1 + i\frac{2\alpha u}{\omega} - \frac{u^2\alpha^2}{\omega^2}\right)}{\omega^4\left(1 + u^2\frac{\alpha^2}{\omega^2}\right)^2} \tag{98}$$

şi presupunând că $\frac{\omega^2}{u^2} \rangle\rangle \alpha^2$, avem

$$u_c^2 = u^2 + i\frac{2\alpha u^3}{\omega} \tag{99}$$

Din relaţiile (96) şi (99) obţinem

$$u^2 + i\frac{2\alpha u^3}{\omega} = \frac{E + \frac{4}{3}G}{\rho} \tag{100}$$

Înlocuind expresiile lui $E$ şi $G$ date de relaţiile (94) şi (95) în ecuaţia (100) şi egalând părţile imaginare, rezultă



Scanned with OKEN Scanner

expresia constantei de absorbţie de vâscozitate funcţie de frecvenţă:

$$\alpha = \frac{1}{2\rho u^3}\left(\frac{4\eta_t}{3}\frac{\omega^2}{1+\omega^2\tau_t^{\,2}} + \frac{\eta_v\omega^2}{1+\omega^2\tau_v^{\,2}}\right) \qquad (101)$$

sau

$$\alpha = \frac{\omega^2}{2\rho u^3}\left(\frac{4}{3}\frac{\eta_t}{1+\omega^2\tau_t^{\,2}} + \frac{\eta_v}{1+\omega^2\tau_v^{\,2}}\right) \qquad (102)$$

Comparând relaţiile (102) şi (90) rezultă dependenţa de frecvenţă a părţii reale a vâscozităţilor complexe de tăiere şi de volum:

$$\eta_{tc} = \frac{\eta_t}{1+\omega^2\tau_t^{\,2}} \quad \text{şi} \quad \eta_{vc} = \frac{\eta_v}{1+\omega^2\tau_v^{\,2}} \qquad (103)$$

Când $\tau_t = \tau_v = \tau$ din relaţia (101) se obţine:

$$\alpha = \frac{1}{2\rho u^3}\left(\frac{4}{3}\eta_t + \eta_v\right)\frac{\omega^2}{1+\omega^2\tau^2} \qquad (104)$$

În domeniul frecvenţelor joase, $\omega\tau << 1$, expresia devine:

$$\alpha = \frac{2\pi^2 f^2}{\rho u^3}\left(\frac{4}{3}\eta_t + \eta_v\right) \qquad (105)$$

care este identică cu relaţia (90).



Scanned with OKEN Scanner

Din (104), rezultă că raportul $\frac{\alpha}{f^2}$ este:

$$\frac{\alpha}{f^2} = \frac{2\pi^2}{\rho u^3}\left(\frac{4}{3}\eta_t + \eta_v\right)\frac{1}{1+\omega^2\tau^2} \qquad (106)$$

Termenul $\frac{1}{1+\omega^2\tau^2}$ reflectă contribuţia fenomenului de relaxare de deformare la constanta de absorbţie pe domeniul frecvenţelor ridicate. Întrucât constanta de absorbţie depinde de frecvenţă prin intermediul coeficienţilor de vâscozitate, fenomenul de relaxare de deformare se mai numeşte şi fenomen de relaxare a proceselor vâscoelastice.

Dacă se defineşte constanta de absorbţie specifică ca

$$\alpha^* = \alpha\lambda = \alpha\,\frac{u}{f}$$

atunci din relaţia (104) rezultă:

$$\alpha^* = \frac{2\pi^2 f_r}{\rho u^2}\left(\frac{4}{3}\eta_t + \eta_v\right)\frac{\omega\tau}{1+(\omega\tau)^2} \qquad (107)$$

unde

$$f_r = \frac{1}{2\pi\tau} \qquad (108)$$

este frecvenţa de rezonanţă.



Scanned with OKEN Scanner

Funcţia dată de relaţia (107) prezintă un maxim pentru $\omega\tau = 1$.

### I.3.2.2. Teoria modernă a absorbţiei

Numeroase cercetări experimentale în legătură cu absorbţia undelor ultrasonore au arătat că la majoritatea lichidelor şi gazelor, constanta de absorbţie calculată conform teoriei clasice este mai mică decât cea determinată experimental. Teoria lui Kneser, elaborată pentru gaze şi extinsă la lichide explică absorbţia suplimentară faţă de teoria clasică pe baza relaxării termice şi structurale.

#### *I.3.2.2.1. Relaxarea termică*

Propagarea undelor ultrasonore longitudinale plane este însoţită de comprimări şi destinderi (dilatări) alternative ale mediului elastic, care se deplasează sub formă de unde elastice. Durata unei comprimări este egală cu cea a unei destinderi, iar suma lor este tocmai perioada undei elastice.

Conform teoriei moderne, în semiperioada de comprimare, moleculele lichidului primesc energie de la unda ultrasonoră şi se distribuie între gradele lor de libertate. Mai întâi energia este transmisă gradelor de libertate exterioare



Scanned with OKEN Scanner

(translaţie şi rotaţie) iar apoi, o parte din aceasta, gradelor de libertate interioare (vibraţie).

Transferul unei părţi de energie (energia de vibraţie) către gradele de libertate interioare are loc într-un timp finit, numit timp de relaxare de vibraţie, $\tau = \frac{1}{2\pi f_m}$, unde $f_m$ este frecvenţa de vibraţie a atomilor de-a lungul legăturilor chimice.

În a doua semiperioadă, de destindere, energia acumulată de molecule în prima semiperioadă, de comprimare, este retrocedată undei acustice.

Dacă durata dintre două comprimări sau două destinderi (perioada undei ultrasonore) este mult mai mare decât timpul de relaxare de vibraţie (cazul frecvenţelor joase), întreaga energie primită de gradele de libertate, inclusiv energia de vibraţie, este cedată undei, neapărând pierderi de energie ultrasonoră. Procesul se desfăşoară fără absorbţie suplimentară de energie şi în cazul frecvenţelor foarte mari, atunci când perioada undei ultrasonore este mult mai mică decât timpul de relaxare de vibraţie. Posibilitatea de a se transfera o parte din energia gradelor interioare (vibraţie) este foarte redusă aşa încât acestea nu mai pot prelua de la gradele de libertate exterioară nici o cantitate de energie.



Scanned with OKEN Scanner

Conform teoriei lui Kneser, absorbţia suplimentară poate fi pusă în evidenţă atunci când timpul de relaxare de vibraţie este comparabil cu perioada undei ultrasonore (perioada de oscilaţie). În acest caz, o parte din energia transferată gradelor de libertate interioară este reţinută de molecule sub forma energiei de agitaţie termică (căldură). Unda ultrasonoră suferă o atenuare suplimentară datorită proceselor de relaxare termică.

Relaxarea termică specifică, $\alpha_{rel}^{*} = \alpha_{rel}\,\lambda$, stabilită de Kneser are următoarea expresie:

$$\alpha_{rel}^{*} = \alpha_{rel}\lambda = \frac{u_\infty^{\,2} - u_0^{\,2}}{u_0 u_\infty}\,\frac{\omega\tau}{1+\omega^2\tau^2} \qquad (109)$$

unde $\alpha_{rel}^{*}$ este constanta de absorbţie termică specifică, $u_0$ şi $u_\infty$ sunt vitezele de propagare ale undei acustice la frecvenţe joase, respectiv foarte înalte.

Absorbţia undei acustice datorită relaxării termice variază cu frecvenţa, prezentând un maxim pentru $\omega\tau = 1$ sau $f_m = \frac{1}{2\pi\tau}$. Frecvenţa $f_m$ este caracteristică fiecărui lichid şi se numeşte frecvenţă de relaxare termică.



Scanned with OKEN Scanner

În cazul lichidelor, această frecvenţă este cuprinsă într-un domeniu de valori mari, $10^8$-$10^{10}$ Hz, mult mai mari decât la gaze. Din această cauză raportul $\alpha_{rel} / f^2$ nu variază sensibil cu frecvenţa.

### *I.3.2.2.2. Relaxarea structurală*

În lichidele vâscoase neomogene din punct de vedere structural, cu domenii ordonate distribuite într-o matrice cu ordine la mică distanţă, echilibrul celor două faze poate fi stricat de prezenţa undelor ultrasonore. Datorită restabilirii lente a echilibrului între domeniile ordonate şi dezordonate (timp de relaxare structural mare comparativ cu perioada de oscilaţie, apare o absorbţie de energie acustică. Spunem că unda ultrasonoră suferă o atenuare suplimentară datorită fenomenelor de relaxare structurală.

Însumând contribuţiile tuturor proceselor care iau parte la atenuarea undelor ultrasonore longitudinale plane (mai puţin relaxarea structurală) date de relaţiile (90), (106) şi (109) obţinem valoarea globală a constantei de absorbţie:

$$\frac{\alpha_g}{f^2} = \frac{\alpha_c}{f^2} + \frac{\alpha}{f^2} + \frac{\alpha_{rel}}{f^2} \qquad (110)$$



Scanned with OKEN Scanner

În cazul solidelor policristaline alcătuite dintr-un număr mare de cristale mici separate între ele, procesele implicate în atenuarea undelor ultrasonore depind de dimensiunile cristaliţilor raportate la lungimea de undă $\lambda$. În cazul în care dimensiunile cristaliţilor $d >> \lambda$, condiţie îndeplinită în special în domeniul frecvenţelor înalte, atenuarea are loc în interiorul fiecărui monocristal, conform relaţiei (110).

Dacă $\lambda$ este comparabilă cu $d$, ultrasunetele sunt atenuate atât de suprafeţele cristaliţilor (prin reflexie) cât şi prin absorbţie în volumul acestora. În ultimul caz, atenuarea este tot în conformitate cu relaţia (110). Când $d << \lambda$, atenuarea are loc în principal prin difuzie şi conducţie termică (relaţia 91).



Scanned with OKEN Scanner

# I.4. Generatoare de ultrasunete

Particularităţile specifice fiecărei aplicaţii ale ultrasunetelor impun folosirea unei diversităţi de surse ultrasonore. Ultrasunetele au aplicaţii în foarte multe domenii de activitate. Condiţiile specifice fiecărei aplicaţii cum ar fi natura mediului de propagare, frecvenţa ultrasunetelor, lărgimea benzii de frecvenţă, tipul de undă, puterea sursei emiţătoare, temperatura de lucru etc., impun folosirea unor tipuri diferite de surse ultrasonore. Toate aceste surse au la bază transformarea energiei mecanice sau electrice în energie mecanică sau ultrasonoră.

## I.4.1. Generatoare mecanice

Generatoarele mecanice sunt generatoare de putere mare şi funcţionează pe principiul transformării energiei mecanice în energie ultrasonoră. Ele se împart la rândul lor în generatoare aerodinamice şi hidrodinamice.

Generatoarele aerodinamice se bazează pe întreruperea periodică a unui jet de gaz, ceea ce conduce la o variaţie a presiunii ce se propagă în mediul înconjurător. Se obţin



Scanned with OKEN Scanner

ultrasunete de joasă frecvenţă (15 – 200 KHz) dar de intensitate mare. Se utilizează frecvent în procesele de coagulare, uscare sau de îndepărtare a particulelor în suspensie din atmosfere gazoase.

Generatoarele hidrodinamice transformă energia cinetică a jeturilor de lichid în energie ultrasonoră. Jetul de lichid, cu viteză foarte mare cade pe lamele sau tije subţiri. În urma contactului iau naştere vârtejuri, curgerea devine turbulentă, iar coloana de lichid suferă întreruperi în apropierea lamei. Se produc astfel căderi de presiune care se propagă în mediul înconjurător.

Pentru o lamelă, frecvenţa ultrasunetelor, cuprinsă în domeniul 5 – 30 KHz, se calculează cu relaţia

$$\nu = 0{,}162 \frac{d}{l^2} \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

unde $d$ este grosimea lamei metalice, $l$ – lungimea lamei, $E$ – modulul lui Young şi $\rho$ - densitatea lamei.

Aceste generatoare sunt folosite pe scară largă la: prelucrarea emulsiilor, extragerea substanţelor biologice active din materii prime de origine animală sau vegetală, sterilizarea



Scanned with OKEN Scanner

produselor alimentare, vopsirea fibrelor sintetice, fabricarea unguentelor, cremelor sau a produselor farmaceutice.

## I.4.2. Generatoare electromecanice

Generatoarele electromecanice convertesc energia electrică în energie mecanică şi invers. În cel de-al doilea caz ele joacă rolul de receptoare de ultrasunete. Comparativ cu generatoarele mecanice, generatoarele electromecanice au putere mai mică, o bandă îngustă de frecvenţă şi frecvenţă mare. Un generator electromecanic de ultrasunete este alcătuit din două părţi (Fig. 9):

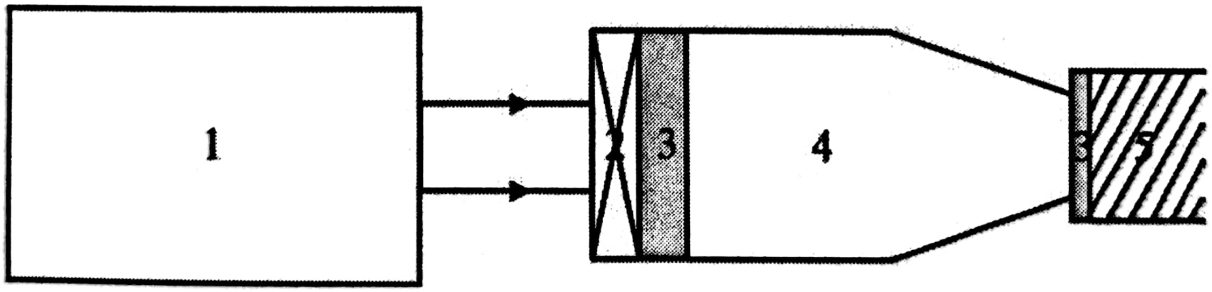



***Fig. 9 Schema bloc a unui generator electromecanic de ultrasunete: 1 - sursă electrică de curent alternativ; 2 – traductor electromecanic; 3 – adaptoare acustice; 4 – transformator acustic; 5 – mediu elastic***



Scanned with OKEN Scanner

a) – sursa de energie primară care este un generator de curent alternativ cu frecvenţa mai mare de 15 – 20 KHz;

b) – blocul ultrasonic format din traductorul electromecanic, transformatorul acustic şi adaptorul acustic.

Traductorul electromecanic (2) este partea activă a blocului ultrasonic şi transformă energia oscilaţiilor electrice în energia oscilaţiilor elastice (ultrasonore). Funcţie de fenomenul fizic care stă la baza acestei transformări, traductoarele electromecanice pot fi:

1 – piezoelectrice;

2 – magnetostrictive;

3 – electromagnetice;

4 – cu excitaţie laser;

5 – electrostrictive;

6 – electrodinamice.

Primele patru sunt cele mai utilizate traductoare, motiv pentru care în următoarele paragrafe vor fi tratate numai acestea.

Transformatorul acustic este partea blocului care transferă energia ultrasonoră de la traductor la mediul elastic de interes, o concentrează într-un spaţiu mai redus (conform cerinţelor fiecărei aplicaţii), dar o şi amplifică (transformă



Scanned with OKEN Scanner

amplitudinea sau viteza oscilaţiilor). Datorită funcţiilor multiple, această parte a blocului ultrasonic este denumită în mai multe feluri: transformator acustic, transformator de viteze, concentrator sau amplificator acustic.

Adaptoarele acustice realizează un cuplaj acustic optim între traductor şi transformator şi uneori între transformator şi mediul elastic de explorat. Pentru ca transferul de energie să fie cât mai bun, va trebui ca impedanţele acustice ale traductorului, adaptorului şi transformatorului să fie cât mai apropiate ca valoare.

Orice bloc ultrasonor, indiferent de aplicaţia pentru care a fost proiectat şi construit, trebuie să asigure un transfer eficient de energie ultrasonoră de la traductor la mediu. Pentru ca pierderile de energie pe circuitul ultrasonor să fie minime, vor trebui îndeplinite următoarele condiţii:

✓ Materialele folosite pentru construcţia circuitului de transfer a energiei ultrasonore trebuie să prezinte pierderi prin absorbţie cât mai mici. Acest lucru se realizează alegând materiale potrivite pentru fiecare tip de aplicaţie, frecvenţă şi putere acustică. De exemplu pentru construcţia transformatoarelor se folosesc oţeluri cu conţinut de carbon.



Scanned with OKEN Scanner

✓ Blocul ultrasonic trebuie să lucreze în regim de rezonanţă. Pentru a respecta această cerinţă, frecvenţa proprie a fiecărei piese componente şi a întregului sistem trebuie să coincidă cu frecvenţa generatorului electric.

✓ Locurile de prindere sau rezemare a sistemului şi a fiecărui element component se aleg acolo unde se formează nodurile de amplitudine. În felul acesta, în timpul propagării de-a lungul circuitului ultrasonic, oscilaţiile elastice nu se transmit mediului exterior.

### I.4.2.1. Traductoare piezoelectrice

Dacă asupra unor solide se exercită o solicitare la întindere sau la compresiune după anumite direcţii, pe suprafeţele lor apar sarcini electrice egale şi de semn opus. Valoarea sarcinilor electrice depinde de mărimea efortului aplicat, iar semnul lor de tipul de deformaţie (întindere sau compresiune) la care este supus cristalul. Fenomenul este denumit piezoelectric direct (Fig. 10 a) şi fost descoperit de fraţii Pierre şi Jacques Curie în anul 1880.

Fenomenul este reversibil, adică la aplicarea unei tensiuni electrice pe feţele solidului, acesta se dilată sau contractă, funcţie de sensul câmpului electric (efect



Scanned with OKEN Scanner

piezoelectric invers). Dacă tensiunea electrică aplicată este alternativă, atunci solidul îşi modifică grosimea în ritmul acesteia.

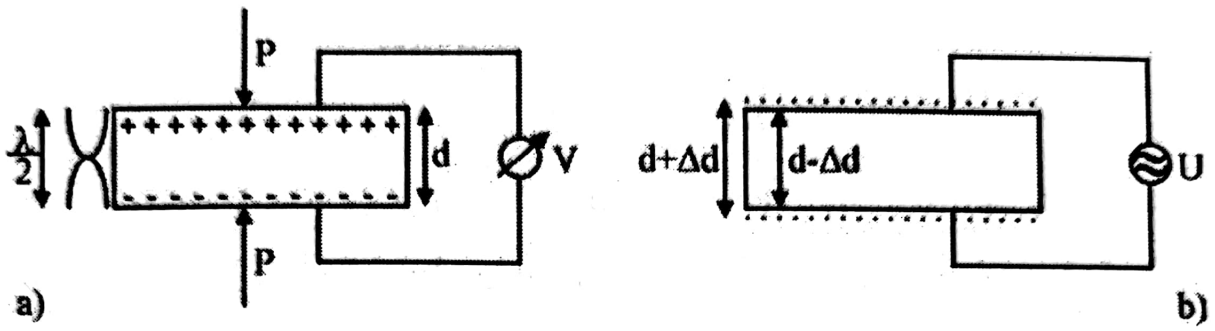



***Fig. 10 Efectul piezoelectric: a – direct; b – invers***

Solidul oscilează mecanic şi emite în mediul înconjurător unde elastice (Fig. 10 b). Amplitudinea de oscilaţie este maximă când frecvenţa câmpului electric este egală cu frecvenţa de rezonanţă a plăcuţei.

Din condiţia $\frac{\lambda}{2} = d$ rezultă

$$f_0 = \frac{u}{2d} \qquad (111)$$

unde $u$ este viteza undelor elastice în solid.

O trăsătură esenţială a fenomenului piezoelectric este relaţia de proporţionalitate între deformare şi câmpul electric



Scanned with OKEN Scanner

aplicat. Deformarea apare numai în materialele fără centru de simetrie în raport cu structura cristalină. Deşi un număr foarte mare de solide îndeplinesc această condiţie, puţine dintre ele prezintă un efect piezoelectric suficient de intens pentru a prezenta interes din punct de vedere practic.

Materialele piezoelectrice se împart în materiale cristaline cum ar fi cuarţul şi materiale policristaline feroelectrice cum ar fi titanatul de bariu $BaTiO_3$, titano-zirconatul de plumb $Pb(Zr, Ti)O_3$ etc. În timp ce în cristalul de cuarţ piezoelectricitatea este o proprietate naturală, în cazul ceramicelor feroelectrice, piezoelectricitatea este indusă prin tratament termic şi electric.

Cel mai vechi material piezoelectric utilizat în tehnică, cuarţul ($SiO_2$) constă din punct de vedere chimic dintr-un ion de siliciu încărcat pozitiv ($Si^{4+}$) şi doi ioni de oxigen încărcaţi negativ ($O^{2-}$). Datorită forţelor de legătură, cei doi ioni se aşează intercalat în poziţii periodice.

Un monocristal de cuarţ este format dintr-o prismă terminată la cele două capete cu câte o piramidă hexagonală. Axa care uneşte vârfurile piramidelor este axa de simetrie optică (Fig. 11 a). Axele care unesc muchiile opuse ale prismei sunt axele de simetrie electrică, iar cele care sunt



Scanned with OKEN Scanner

perpendiculare pe feţele opuse ale cristalului reprezintă axele mecanice. Axele electrice şi mecanice sunt axe polare, prin urmare efectele piezoelectrice direct şi invers au loc de-a lungul acestor axe.

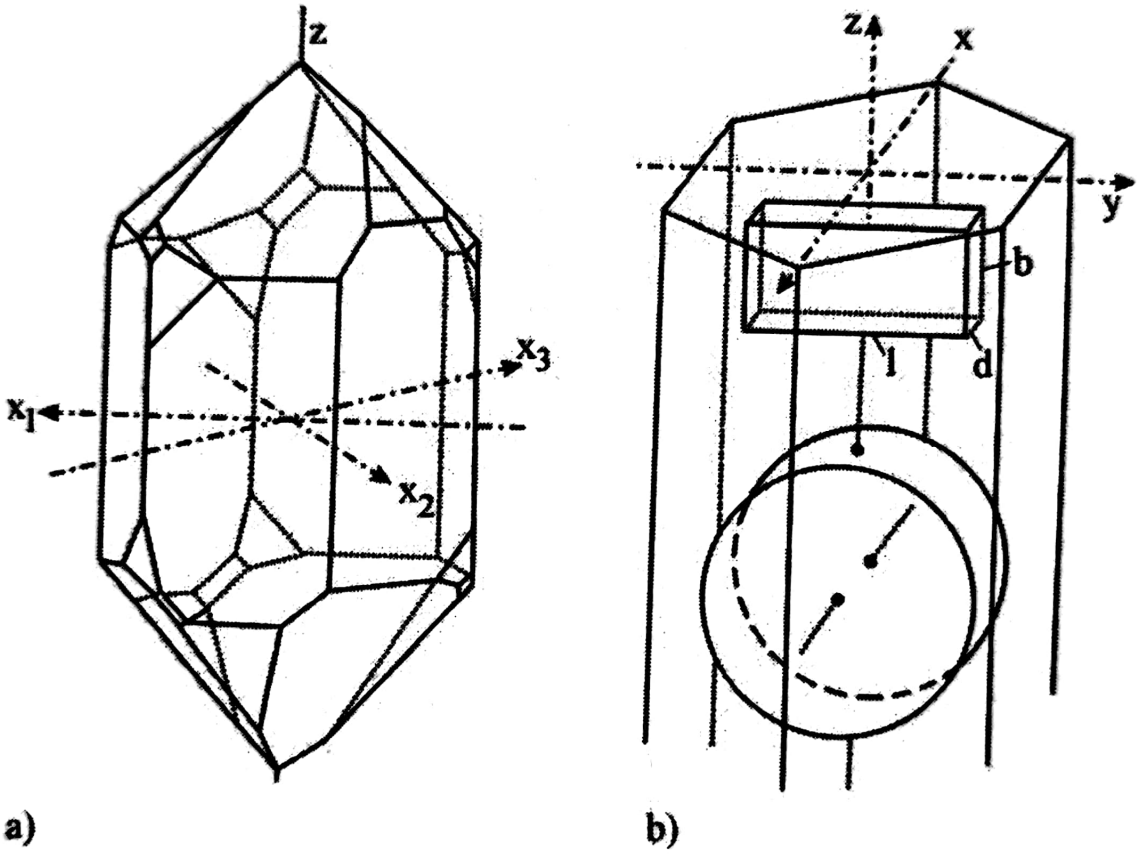



***Fig. 11 Cristal de cuarţ:***
***a) forma cristalului; b) tăietură după axa X***

Traductoarele sunt plăcuţe dreptunghiulare sau cilindrice cu feţe plan paralele tăiate din monocristalul de cuarţ. Funcţie de orientarea feţelor acestor plăcuţe faţă de axele



Scanned with OKEN Scanner

cristalografice, se vor genera unde ultrasonore longitudinale sau transversale.

Dacă axa electrică ($x_1$, $x_2$ sau $x_3$, Fig. 11 a) este perpendiculară pe feţele plăcuţei (Fig. 11 b) (tăietură x), la aplicarea unui câmp electric alternativ se vor produce deformaţii în lungul axei x şi iau naştere unde ultrasonore longitudinale (Fig. 12 a). Dacă feţele plăcuţei sunt perpendiculare pe axele mecanice (tăietură y), atunci un câmp electric alternativ aplicat va genera unde ultrasonore transversale (Fig. 12 b). Condiţiile de vibraţie ale plăcuţelor vor fi optime când este îndeplinită condiţia de rezonanţă (relaţia 111).

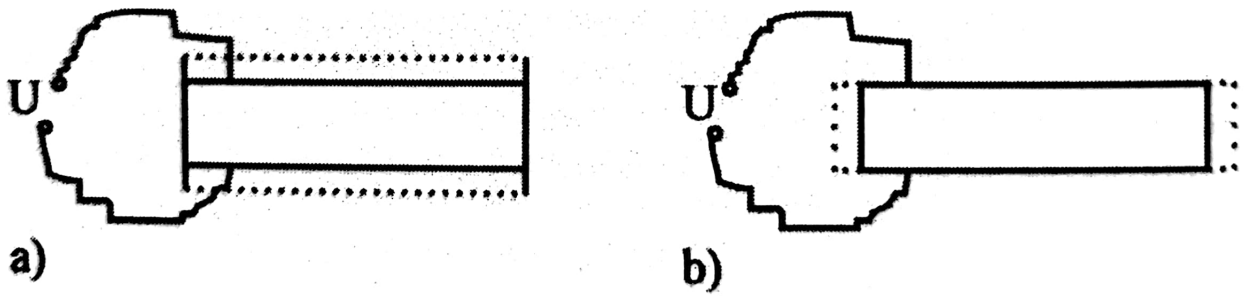



***Fig. 12 Moduri de tăieturi:***
***a – tăietura x; b – tăietura y***



Scanned with OKEN Scanner

În scopul explicării fenomenului piezoelectric, să considerăm o reprezentare simplificată a modului de aşezare a ionilor reţelei cristaline într-un plan perpendicular pe axa optică (Fig. 13).

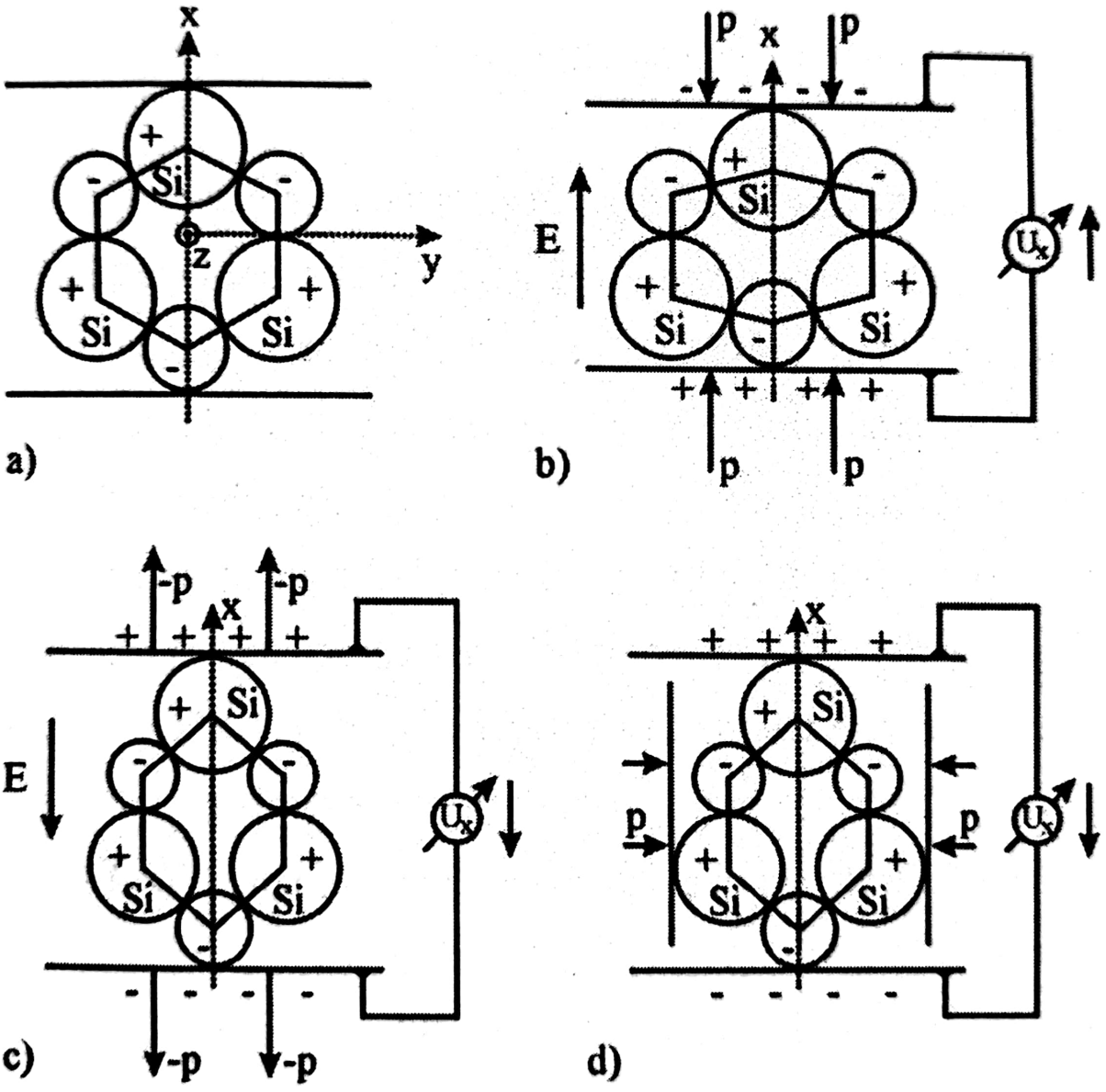



***Fig. 13 Reprezentarea schematică a apariţiei efectului piezoelectric***



Scanned with OKEN Scanner

Aplatizând structura cristalului în planul xy şi înlocuind cei doi atomi de oxigen cu unul singur, având însă patru electroni de valenţă, se obţine o structură hexagonală regulată ca în figura 13 a. Centrele de greutate ale sarcinilor ionilor pozitivi şi negativi coincid. Influenţa prin inducţie a acestor sarcini electrice asupra suprafeţelor metalizate ale plăcilor se compensează.

Placa piezoelectrică este neîncărcată electric.

Dacă de-a lungul axei x se aplică o presiune (Fig. 13. b), reţeaua cristalină se deformează. Apar sarcini necompensate, întrucât centrele de masă ale sarcinilor pozitive şi negative nu mai coincid. Centrul sarcinilor pozitive se apropie de electrodul inferior, iar cel al sarcinilor negative de cel superior. Ia naştere o polarizare electrică indusă mecanic în reţea, iar între electrozi apare o diferenţă de potenţial.

La schimbarea sensului forţelor exterioare aplicate, pe electrozi apar sarcini electrice cu semn schimbat (Fig. 13 c) din cauza deformării inverse a reţelei cristaline.

În cazurile prezentate în Fig. 13 a şi Fig. 13 b, presiunea exterioară şi câmpul electric indus au aceeaşi direcţie, iar efectul se numeşte efect piezoelectric longitudinal.



Scanned with OKEN Scanner

În Fig. 13 d, presiunea exterioară este aplicată de-a lungul axei mecanice y, iar câmpul electric indus este în direcţia axei x. Ia naştere efectul piezoelectric transversal.

De notat că, presiunile de-a lungul direcţiei x (Fig. 13 b) şi direcţiei y (Fig. 13 d) generează sarcini de semn opus pe acelaşi electrod, datorită deformărilor inverse ale reţelei cristaline.

În fenomenele piezoelectrice directe sau inverse, mărimile electrice sunt legate de mărimile mecanice prin constantele piezoelectrice.

În cazul efectului piezoelectric direct, constanta piezoelectrică este definită ca raportul dintre câmpul electric $E$ generat în material şi presiunea exterioară aplicată. Atunci când câmpul electric indus şi presiunea exterioară au aceeaşi direcţie,

$$g_{jj} = \frac{E_j}{p_j}$$

În cazul în care câmpul electric indus şi presiunea exterioară nu au aceeaşi direcţie,

$$g_{ij} = \frac{E_i}{p_j}$$



Scanned with OKEN Scanner

Efectul piezoelectric invers folosit la generarea ultrasunetelor, poate fi descris prin constanta piezoelectrică $D_{ij} = \frac{S_j}{E_i}$, unde $S_j = \left(\frac{\Delta d}{d}\right)_j$ este variaţia relativă a lungimii apărută ca urmare a aplicării câmpului electric extern de intensitate $E_i$.

Până la temperatura de 573 °C, constantele piezoelectrice ale cuarţului sunt independente de temperatură. Peste această valoare cristalul de cuarţ îşi pierde proprietatea de piezoelectricitate.

În fenomenele piezoelectrice directe sau inverse, energia mecanică se transformă în energie electrică şi invers. Transformările au loc cu pierderi de energie (căldură). Prin urmare, pentru oricare din procesele menţionate se poate defini un randament numit şi factor de cuplare electromecanică.

Pentru efectul piezoelectric invers factorul de cuplare $k$ este raportul dintre energia mecanică produsă prin vibraţia traductorului şi energia electrică consumată:

$$k = \frac{W_m}{W_E}$$

La cuarţ, factorul de cuplare $k$ este aproximativ 0,1.



Scanned with OKEN Scanner

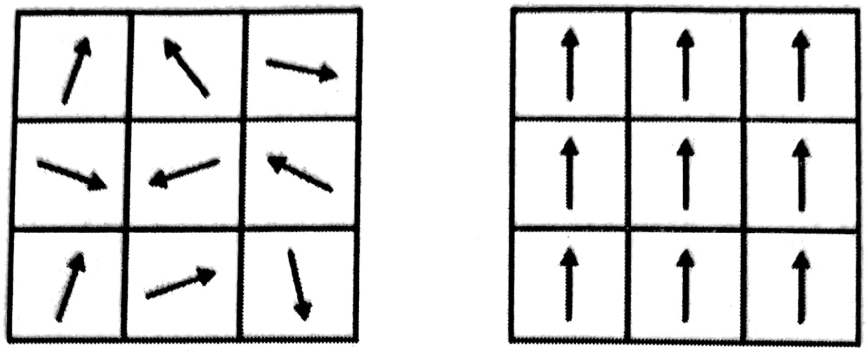
Cele mai importante materiale piezoelectrice pentru toate tipurile de traductori sunt ceramicele mixte feroelectrice. Printre cele mai importante enumerăm: titanatul de bariu $BaTiO_3$, zirconatul de plumb $PbZrO_3$, titanatul de plumb $PbTiO_3$ şi titano-zirconatul de plumb $Pb(Zr, Ti)O_3$. Ceramicele feroelectrice se obţin din pulberi ale oxizilor metalelor care intră în componenţa ceramicelor respective, amestecate cu un liant fluid, presate şi sinterizate la temperaturi ridicate (1000 – 1300 °C).

Ceramicele astfel obţinute nu au proprietăţi piezoelectrice. Ele sunt alcătuite dintr-o aglomerare de mici cristale. Fiecare din aceste microcristale sau domenii (similare domeniilor Weiss din materialele feromagnetice) prezintă o polarizare electrică spontană după o anumită direcţie. Ionii pozitivi şi negativi sunt deplasaţi de la locul lor chiar şi în starea de repaos a amestecului.

Fiecare domeniu luat separat prezintă proprietăţi piezoelectrice. Întrucât direcţiile de polarizare ale domeniilor feroelectrice sunt distribuite absolut întâmplător (Fig. 14 a) după toate direcţiile, materialul piezoelectric nu are o polarizare netă şi prin urmare poate prezenta cel mult o piezoelectricitate slabă.



Scanned with OKEN Scanner



a) b)

***Fig. 14 Orientarea polarizării domeniilor feroelectrice: a – în materiale ceramice nepolarizate; b – în materiale ceramice polarizate peste punctul Curie***

Pentru ca formele presate şi sinterizate (pastile) să prezinte proprietatea de piezoelectricitate, în acestea trebuie indusă o axă de anizotropie (numită şi axă de polarizare). Acest lucru se realizează aplicând un câmp electric continuu de intensitate mare (20 – 30 kV/cm) perpendicular pe feţele pastilei ceramice la o temperatură peste temperatura Curie.

Deasupra temperaturii Curie, în materialele feroelectrice dispar domeniile de polarizare spontană, materialul devenind paraelectric. Câmpul electric aplicat determină o orientare a cristalelor cu momentele lor dipolare



Scanned with OKEN Scanner

paralele la direcţia câmpului, rezultând astfel o polarizare netă a plăcuţei ceramice (Fig. 14 b).

Pentru ca polarizarea să fie permanentă, plăcuţa cu câmpul electric aplicat se răceşte până la temperatura mediului ambiant, după care câmpul electric se îndepărtează.

Axa de polarizare este o axă de simetrie de ordin infinit. Plăcuţa obţinută are proprietăţi piezoelectrice inverse; în prezenţa unei tensiuni electrice alternative aplicată pe feţele metalizate ale plăcuţei apar deformări mecanice periodice cu frecvenţa tensiunii electrice.

Funcţie de direcţia câmpului electric aplicat în raport cu direcţia de polarizare se obţin unde longitudinale sau transversale. Dacă direcţia câmpului electric este aceeaşi cu cea a axei de polarizare (axa z), atunci se obţin unde longitudinale (plăcuţa va vibra de-a lungul direcţiei de polarizare z), iar dacă câmpul electric alternativ este perpendicular pe axa de polarizare z, se obţin unde transversale.

După cum rezultă din relaţia (111), pentru a obţine unde ultrasonore de frecvenţă mare, plăcuţele piezoelectrice trebuie să fie subţiri. Întrucât plăcuţele din cuartz sunt fragile, se obţin traductori de ultrasunete până la cel mult 3 MHz.



Scanned with OKEN Scanner

Pentru obţinerea de câmpuri ultrasonore de frecvenţe mai mari se folosesc plăcuţe din materiale ceramice feroelectrice. Pe lângă faptul că sunt mai robuste, rezistă la temperaturi mai ridicate şi pot fi uşor modelate.

Pentru o funcţionare optimă a traductorului ceramic, frecvenţa de rezonanţă a plăcuţei trebuie (ca şi în cazul traductorului din cuarţ) să fie egală cu frecvenţa tensiunii electrice alternative aplicate:

$$d = \frac{\lambda}{2} = \frac{u}{2f}$$

Intensitatea ultrasunetului radiat este dată de relaţia:

$I = k\dfrac{f^2 U_{ef}^{\ 2}}{\rho u}$, unde $U_{ef}$ este tensiunea electrică efectivă aplicată, $\rho$ – densitatea materialului ceramic şi $k$ o constantă.

Puterea acustică totală emisă de un traductor este $P = I\,S$, unde $S$ este aria suprafeţei radiante, iar $I$ amplitudinea presiunii acustice:

$$p_{max} = \sqrt{2I\rho u}$$



Scanned with OKEN Scanner

### I.4.2.2. Traductoare magnetostrictive

Un material feromagnetic introdus într-un câmp magnetic continuu va suferi o deformare în direcţia câmpului aplicat. Fenomenul poartă denumirea de magnetostricţiune.

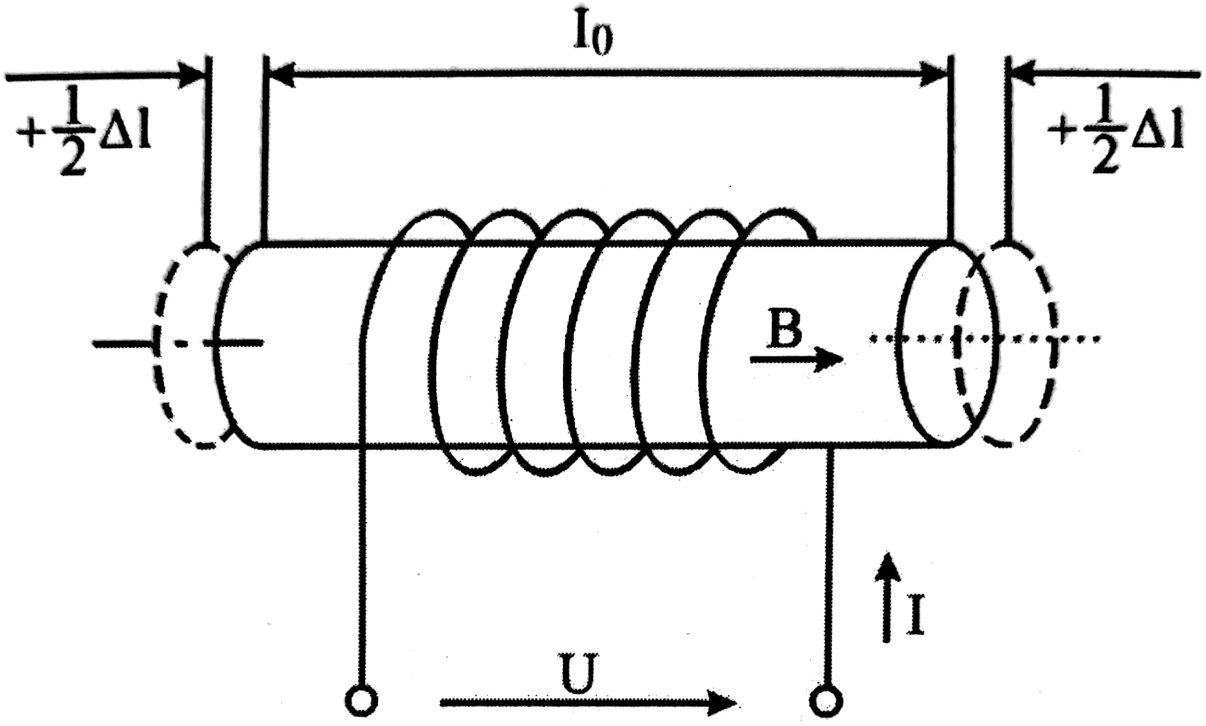



*Fig. 15 Principiul magnetostricţiunii*

La trecerea unui curent I prin bobina din Fig. 15, inducţia magnetică B produce o deformare axială Δl. Fenomenul este reciproc: dacă o bară feromagnetică este supusă unei modificări de lungime prin aplicarea unei forţe exterioare axiale, în bobina care înconjoară bara ia naştere o



Scanned with OKEN Scanner

tensiune electrică indusă datorită magnetizării barei. Ca şi în cazul plăcuţelor piezoelectrice, bara feromagnetică prezintă o frecvenţă de rezonanţă $f_0 = \frac{u}{2l_0}$, $l_0 = n\frac{\lambda}{2}$, unde $u$ este viteza ultrasunetelor în bară.

Dacă câmpul magnetic exterior este variabil, deformarea este foarte mică. În plus, semnul deformaţiei (comprimare sau alungire) nu depinde se sensul inducţiei magnetice aplicate. Fiind un efect pătratic, frecvenţa deformaţiilor este dublă faţă de cea a curentului de excitaţie care generează inducţia magnetică.

$$\frac{\Delta l}{l_0} = bB_0^{\,2} \qquad (112)$$

unde $b$ este o constantă, $B_0$ – inducţia magnetică, $l_0$ – lungimea barei în absenţa inducţiei magnetice, $\Delta l$ – alungirea barei.

Pentru ca fenomenul să fie liniar, $\frac{\Delta l}{l_0} \sim B_0$, şi prin urmare frecvenţa de deformare a barei să fie egală cu cea a curentului de excitaţie (şi a inducţiei $B_0$) prin bobina care creează câmpul magnetic extern, se aplică un curent electric continuu (care creează inducţia magnetică $B_0$) dar şi un curent



Scanned with OKEN Scanner

electric alternativ de intensitate mai mică. Schema bloc a acestei instalatii este prezentată în Fig. 16.

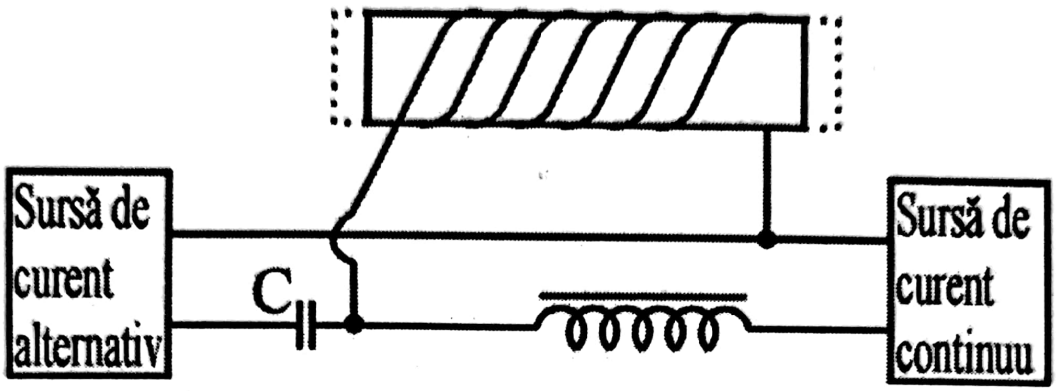



***Fig. 16 Liniarizarea efectului magnetostrictiv***

Liniarizarea efectului magnetostrictiv se obţine prin diferenţierea relaţiei $\frac{\Delta l}{l_0} = bB_0^{\,2}$, unde $B_0$ este inducţia magnetică continuă:

$$d\left(\frac{\Delta l}{l_0}\right) = 2\, bB_0 dB_0 \qquad (113)$$

Dacă facem notaţiile $d\left(\frac{\Delta l}{l_0}\right) = S$ şi $dB_0 = B$, atunci relaţia (113) se scrie:

$$S = 2bB_0 B = \Gamma B \qquad (114)$$



Scanned with OKEN Scanner

unde Γ este constanta de deformare magnetostrictivă a materialului, exprimată în $m^2/Wb$.

Materialele magnetostrictive se împart în două categorii: metalice şi ceramice.

Materialele magnetostrictive metalice sunt: Ni, aliaje NiAl, NiFe, FeAl şi FeCo. Aceste materiale se fabrică sub forma unor benzi laminate la rece.

Ceramicele magnetostrictive sunt ferite preparate din pulberi de oxizi de Fe, Zn, Ni, Mn, Co etc., presate şi sinterizate la temperaturi ridicate, 1300 – 1400 °C.

Materialele feromagnetice cu proprietăţi magnetostrictive sunt substanţe policristaline. Fiecare cristalit, numit şi domeniu magnetic sau domeniu Weiss, după numele celui care le-a descoperit, prezintă un moment magnetic de saturaţie propriu. Datorită orientării haotice a cristalelor în volumul materialului feromagnetic, momentele magnetice sunt orientate în direcţii diferite, aşa încât suma vectorială a momentelor magnetice este nulă, iar substanţa este neutră din punct de vedere magnetic. La aplicarea unui câmp magnetic extern continuu, domeniile magnetice se orientează cu momentele magnetice pe direcţia acestuia, rezultând o deformaţie netă a probei pe direcţia câmpului.



Scanned with OKEN Scanner

Materialele magnetostrictive metalice sunt superioare feritelor prin rezistenţa mare la solicitări mecanice, permiţând utilizarea lor la confecţionarea traductorilor de putere mare. Dezavantajul acestora, comparativ cu feritele, il constituie pierderile magnetice mari prin histeresis şi curenţi turbionari care cresc cu creşterea frecvenţei.

Din acest motiv, la frecvenţe ridicate se folosesc traductori din ferite, iar la puteri mari şi frecvenţe coborâte se folosesc materialele magnetostrictive metalice.

Datorită pierderilor magnetice, materialele magnetostrictive metalice nu se pot confecţiona din piese compacte, ci numai sub formă de pachet de tole laminate subţiri şi izolate electric.

Funcţie de forma tolelor, traductoarele pot fi:

- ✓ simple – tip bară cu secţiune pătratică sau dreptunghiulară;
- ✓ cilindrice – bare cu secţiunea circulară;
- ✓ compuse – cu una sau mai multe ferestre.

Pentru o bară cu capetele libere, frecvenţa de vibraţie longitudinală la rezonanţă se determină cu relaţia:

$$f_0 = \frac{n}{2l}\sqrt{\frac{Y}{\rho}} \qquad (115)$$



Scanned with OKEN Scanner

unde $n = 1, 2, 3, \ldots$ este ordinul armonicii, $l$ – lungimea barei, $Y$ – modulul de elasticitate, $\rho$ – densitatea materialului.

Pentru o bară cu un capăt fix,

$$f_0 = \frac{2n-1}{4l}\sqrt{\frac{Y}{\rho}} \qquad (116)$$

iar pentru traductoarele cilindrice,

$$f_0 = \frac{1}{2\pi r}\sqrt{\frac{Y}{\rho}\left[1+(1-n)^2\right]} \qquad (117)$$

unde $r$ este raza cilindrului.

### I.4.2.3. Traductoare electromagnetice

Funcţionarea traductoarelor electromagnetice se bazează pe fenomenele inducţiei electromagnetice şi acţiunea câmpului magnetic continuu asupra unei sarcini electrice în mişcare (Forţa Lorentz).

În prezenţa unui câmp magnetic de înaltă frecvenţă în materiale cu conductibilitate electrică ridicată, iau naştere datorită fenomenului de inducţie electromagnetică, curenţi electrici de aceeaşi frecvenţă ca şi a câmpului electric inductor, numiţi curenţi turbionari.



Scanned with OKEN Scanner

Dacă în acelaşi timp materialul conductor se află şi în prezenţa unui câmp magnetic continuu cu liniile de câmp perpendiculare pe direcţia curenţilor turbionari, atunci asupra sarcinilor care alcătuiesc curenţii va acţiona forţa Lorentz, cu sensul şi direcţia dată de regula mâinii stângi.

Întrucât curenţii turbionari sunt curenţi alternativi, pe parcursul unei perioade, forţa Lorentz va antrena sarcinile electrice într-o mişcare oscilatorie dirijată (cu frecvenţa câmpului electric) perpendiculară pe planul format de inducţia $\overrightarrow{B_0}$ a câmpului magnetic continuu şi direcţia curenţilor turbionari. Datorită forţei Lorentz această mişcare oscilatorie ordonată, a tuturor sarcinilor, se va transmite întregului corp conductor, rezultând o mişcare de vibraţie mecanică a acestuia. Iau naştere astfel unde ultrasonore cu frecvenţa egală cu cea a câmpului magnetic de înaltă frecvenţă.

Figura 17 prezintă principiul generării electromagnetice a ultrasunetelor:

Bobina de excitaţie străbătută de un curent alternativ de înaltă frecvenţă este fixată în jurul jugului magnetului (Fig. 17 a). Spirele bobinei sunt aşezate într-un plan paralel cu placa din material conductor P.



Scanned with OKEN Scanner

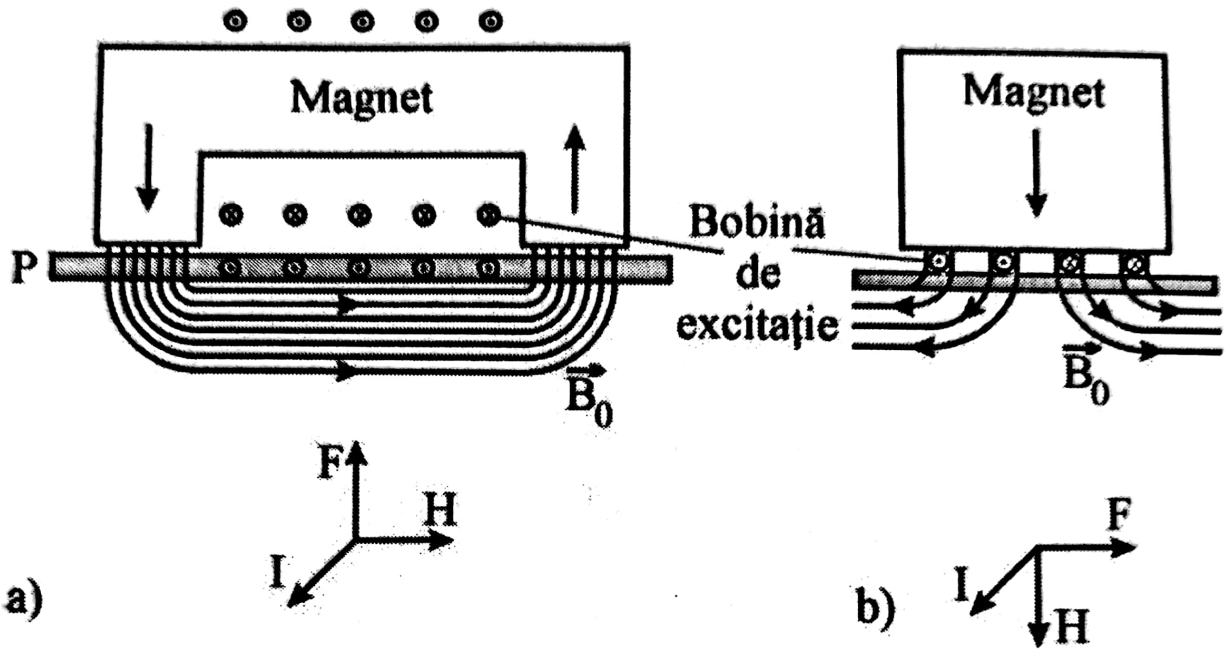



***Fig. 17 Principiul generării electromagnetice a ultrasunetelor***

Prin inducţie electromagnetică, în placa conductoare iau naştere curenţi turbionari alternativi în planul plăcii P, paraleli cu curenţii de excitaţie, dar de sens opus. Câmpul magnetic continuu de inducţie $B_0$ va acţiona asupra curenţilor turbionari alternativi deplasând placa P pe verticală în ambele sensuri. Placa P vibrează şi emite unde ultrasonore în mediul înconjurător.



Scanned with OKEN Scanner

Presiunea ultrasonoră produsă de placă depinde de densitatea curenţilor turbionari $j$, de inducţia magnetică $B_0$ şi de permeabilitatea magnetică a materialului $\mu$:

$$p \sim j\mu B_0$$

Deoarece, din motive practice, curenţii din bobina de excitaţie sunt mici, este necesar ca inducţia magnetică $\overrightarrow{B_0}$ să fie cât mai mare. Se folosesc în acest sens fie magneţi permanenţi puternici, fie bobine străbătute de curenţi continui de intensităţi corespunzătoare.

În schema de principiu prezentată în Fig. 17 b, inducţia magnetică $\overrightarrow{B_0}$ este perpendiculară pe placa P, iar curenţii turbionari au formă circulară. Forţa Lorentz acţionează în planul plăcii P, iar ca urmare, aceasta efectuează o mişcare în planul orizontal, stânga – dreapta.

Traductorii confecţionaţi în conformitate cu principiul prezentat în Fig. 17 b, pot avea dimensiuni reduse şi se folosesc frecvent la măsurarea presiunii sonice de pe suprafaţa corpurilor solide metalice.

Traductoarele electromagnetice sunt traductoare fără contact direct, adică generarea (în cazul emiţătoarelor) sau recepţionarea (în cazul receptoarelor) ultrasunetelor se



Scanned with OKEN Scanner

realizează fără un contact direct între traductor (placa vibrantă) şi mediul elastic de interes. Datorită acestei caracteristici, acest tip de traductori poate fi folosit la producerea şi detectarea ultrasunetelor în medii elastice cu care nu se poate intra în contact, cum ar fi piesele fierbinţi, topituri etc., unde temperaturile înalte pot afecta traductoarele piezoelectrice sau magnetostrictive.

### I.4.2.4. Traductoare cu excitaţie laser

După descoperirea laserilor în impulsuri (laseri cu putere mare) s-au pus bazele unei noi metode, fără contact, de a provoca (sau recepţiona) ultrasunete în medii elastice.

Laserii sunt surse de radiaţie electromagnetică (în vizibil, ultraviolet sau infraroşu) care produc oscilaţii ordonate în timp şi spaţiu. Radiaţia poate fi emisă în mod continuu sau în impulsuri cu durata până la câteva nanosecunde. Fasciculele electromagnetice laser sunt foarte înguste (de ordinul milimetrilor în diametru) şi cu o divergenţă foarte scăzută chiar pe distanţe mari.

Dacă un impuls laser cade pe o piesă metalică (Fig. 18 a), o parte din energia electromagnetică se transformă în căldură datorită fenomenelor de interacţiune foton – electron.



Scanned with OKEN Scanner

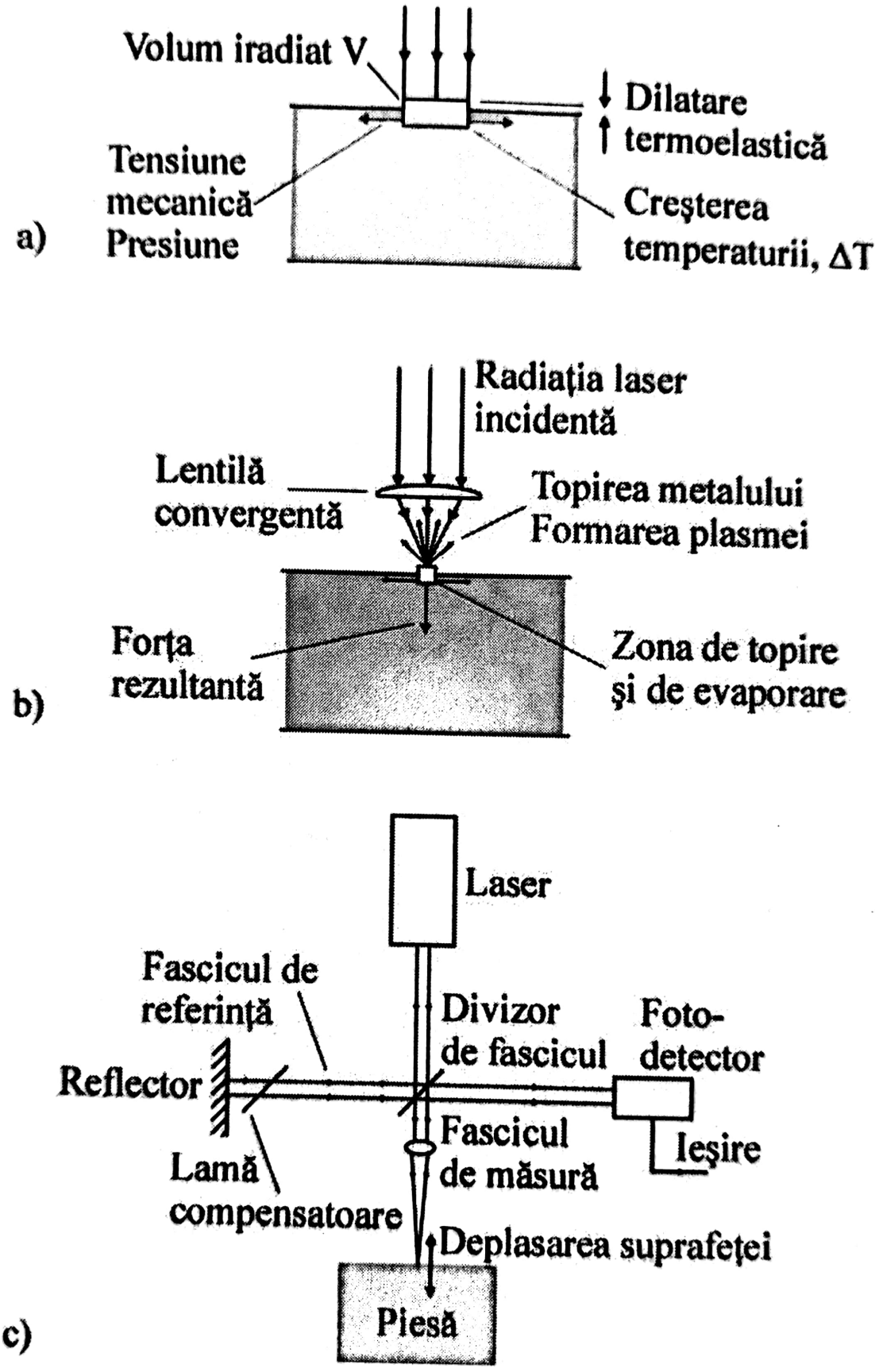



***Fig. 18 Excitarea şi recepţia ultrasunetelor cu laser***



Scanned with OKEN Scanner

Dacă fasciculul laser nu are putere mare, atunci încălzirea are loc într-un strat superficial de grosime care nu depăşeşte miimea de micrometru. Local, stratul se încălzeşte şi se dilată sub incidenţa fasciculului laser şi revine la dimensiunea iniţială pe durata dintre impulsuri. Iau naştere tensiuni mecanice la suprafaţa corpului metalic, paralele cu aceasta, care produc în elementele de volum învecinate oscilaţii mecanice elastice cu frecvenţa egală cu cea de rupere a impulsurilor laser.

Întrucât fasciculul laser are forma unui impuls, perturbaţia elastică (unda ultrasonoră) se va propaga sub formă de impulsuri pe direcţie paralelă la suprafaţa corpului.

Când impulsurile laser au intensităţi mari, realizate prin focalizări cu lentile convergente, atunci este posibil ca atomii de la suprafaţa piesei să fie scoşi şi expulzaţi în toate direcţiile (Fig. 18 b). Conform legii conservării impulsului, elementul de volum învecinat atomului (sau atomilor) expulzat, va suferi un recul mecanic vertical de sens opus şi egal cu suma componentelor verticale ale impulsurilor atomilor evaporaţi. Perturbaţia se transmite mai departe elementelor de volum învecinate spre interiorul corpului, sub forma unor impulsuri ultrasonore. Pentru ca suprafaţa corpului să nu sufere



Scanned with OKEN Scanner

deteriorări prin cvasi-evaporarea atomilor, pe aceasta se aplică un strat de ulei sau vopsea. Fenomenul invers, adică detectarea undelor ultrasonore provenite de la un corp solid se poate realiza cu ajutorul unui dispozitiv interferometric Michelson cu sursă laser (Fig. 18 c).

Fasciculul laser cu emisie continuă este divizat în două fascicule de o oglindă semitransparentă, numită divizor de fascicule: unul numit fascicul de referinţă, direcţionat perpendicular pe o oglindă, iar celălalt, fascicul de măsură, trimis pe suprafaţa corpului care emite unde ultrasonore. După reflexie, cele două fascicule se întâlnesc, interferă, iar radiaţia rezultantă cade pe un fotodetector. Diferenţa de drum optic dintre cele două fascicule variază între două limite, determinate de valoarea deplasării elementelor de volum faţă de poziţia de echilibru. Diferenţa de drum optic variabil va fi percepută de fotodetector ca un fascicul electromagnetic cu intensitate variabilă, transformat de către acesta într-un curent electric de intensitate variabilă. Pe fotodetecor ajunge fasciculul rezultat prin compunerea fasciculelor reflectate de probă, respectiv de oglinda M. Dacă fotocurentul este maxim, diferenţa de drum optic între cele două fascicule este un număr întreg de lungimi de undă. Curentul minim corespunde unei diferenţe de drum



Scanned with OKEN Scanner

optic egală cu un număr impar de jumătăţi de lungimi de undă. Curentul electric, la ieşirea fotodetectorului, este deci dependent de deplasarea suprafeţei piesei atinsă de frontul de undă ultrasonoră.

Datorită acţiunii la distanţă a radiaţiei laser asupra piesei, este posibilă generarea ultrasunetelor în piese fierbinţi sau contaminate radioactiv. Metoda de receptare a ultrasunetelor cu utilizarea laserului se foloseşte şi pentru calibrarea absolută a traductorilor ultrasonici de tip piezoelectric sau magnetostrictiv.

### I.4.2.5. Transformatoare acustice

Intensitatea acustică emisă de un traductor electromecanic are o valoare limitată care în multe cazuri nu este suficientă. De asemenea, unele aplicaţii specifice cer ca amplitudinea oscilaţiilor elastice sau viteza particulelor mediului să aibă valori mult mai mari decât cele furnizate la ieşirea din traductorul electromagnetic.

Pentru transferul energiei ultrasonore de la traductor la mediul explorat sau de prelucrat, cât şi pentru concentrarea şi amplificarea oscilaţiilor elastice se folosesc transformatoarele acustice.



Scanned with OKEN Scanner

Transformatorul acustic poate realiza şi funcţia inversă şi anume de a recepţiona un semnal ultrasonor dintr-un mediu elastic şi de a-l transmite traductorului, care la rândul lui îl transformă pe baza fenomenului piezoelectric direct într-un semnal electric.

Caracteristica cea mai importantă a unui transformator acustic este factorul de amplificare (teoretic) acustic k. El se defineşte ca raportul dintre amplitudinea de oscilaţie a particulelor din secţiunea finală şi a celor din secţiunea iniţială, sau ca raportul vitezelor particulelor din aceleaşi secţiuni.

$$k = \frac{A_f}{A_0} = \frac{v_f}{v_0} \qquad (118)$$

Raportul de amplificare este legat de dimensiunile geometrice ale traductorului prin relaţii care depind de modul de variaţie a secţiunii transversale cu distanţa măsurată de la secţiunea situată lângă traductor.

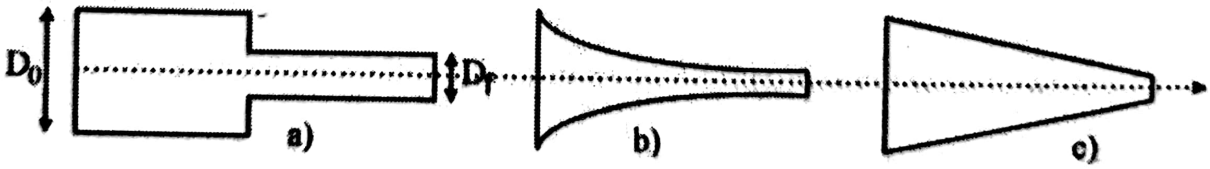



***Fig. 19 Modele de transformatoare:***
***a – în trepte; b – exponenţial; c – conic***



Scanned with OKEN Scanner

Secţiunile transformatorului pot varia în trepte, exponenţial, conic etc. (Fig. 19) şi pot avea diverse forme: circulare, dreptunghiulare sau pătratice.

Pentru transformatorul în formă de bară în trepte, raportul de amplificare este:

$$k = \left(\frac{D_0}{D_f}\right)^2 \qquad (119)$$

iar pentru transformatorul exponenţial

$$k = \frac{D_0}{D_f} \qquad (120)$$

unde $D_0$ şi $D_f$ sunt diametrele barelor de la capătul dinspre traductor şi la celălalt capăt. Lungimea unui transformator în trepte este $L = n\frac{\lambda}{2}$, iar a unui transformator exponenţial

$L = n\frac{\lambda}{2}\sqrt{1+\left(\frac{\ln k}{\pi}\right)^2}$ unde $\lambda$ este lungimea de undă a ultrasunetelor în traductor şi $n = 1, 2, 3, \ldots$



Scanned with OKEN Scanner

# I.5. Metode de determinare a vitezei ultrasunetelor

Cele mai folosite metode de determinare a vitezei ultrasunetelor se împart în următoarele categorii:

**1. Metode optice de difracţie a luminii**, care, funcţie de locul de analizare a franjelor de interferenţă, sunt:

a – în zona Fraunhofer

b – în zona Fresnel

**2. Metode interferometrice**:

a – cu frecvenţă variabilă

b – cu frecvenţă fixă

**3. Metoda impulsului ecou**

Metodele optice de difracţie în zona Fraunhofer (în câmp îndepărtat), analizează franjele de difracţie formate la o distanţă mai mare de $D^2/4\lambda$, unde D este diametrul emiţătorului ultrasonor, iar cele din zona Fresnel (câmp apropiat) analizează franjele de difracţie din imediata apropiere a emiţătorului, până la cel mult $D^2/4\lambda$.



Scanned with OKEN Scanner

## I.5.1. Metode optice de difracţie a luminii

### I.5.1.1. Metoda optică de difracţie a luminii în câmp îndepărtat

Metodele optice de difracţie se bazează pe fenomenul de interacţiune dintre undele luminoase şi cele ultrasonore.

Undele longitudinale ultrasonore provoacă comprimări şi dilatări periodice şi alternative ale mediului elastic de-a lungul direcţiei de propagare. Aceste comprimări şi dilatări succesive înseamnă de fapt o alternanţă de zone cu densităţi mai mari şi mai mici, care dau naştere la o variaţie a indicelui de refracţie.

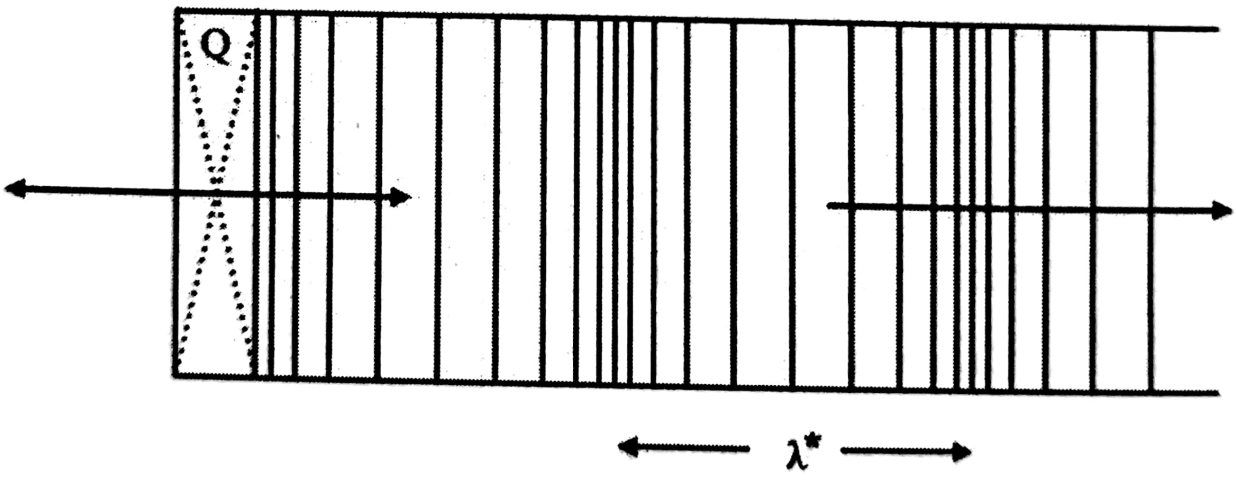



***Fig. 20 Reţeaua ultrasonoră într-un lichid; Q – traductorul ultrasonor***



Scanned with OKEN Scanner

Astfel, într-un lichid se formează o reţea de difracţie spaţială (Fig. 20) a cărei constantă $l = \lambda^*$ este distanţa dintre două zone succesive de compresiune sau rarefiere. Reţeaua se numeşte reţea de difracţie spaţială ultrasonoră.

Dacă un fascicul paralel de lumină monocromatică, cu lungimea de undă $\lambda$, comparabilă cu $\lambda^*$, cade pe o astfel de reţea, perpendicular pe direcţia de propagare a undelor ultrasonore, atunci se va produce fenomenul de difracţie a luminii.

Pe un ecran E situat la distanţă apreciabilă (în zona Fraunhofer) se vor forma franje de interferenţă dispuse simetric de o parte şi de alta a maximului central (Fig. 21).

Ca şi în cazul reţelei optice plane, diferenţa de drum optic $\delta$ între două raze difractate de reţea sub un unghi $\alpha$ este:

$$\delta = l\sin\alpha = \lambda^*\sin\alpha.$$

Pentru ca din compunerea tuturor radiaţiilor difractate sub acelaşi unghi $\alpha$ să rezulte un maxim de interferenţă, diferenţa de drum optic trebuie să fie egală cu un număr întreg de lungimi de undă:

$$l\sin\alpha = k\lambda \qquad (121)$$



Scanned with OKEN Scanner

unde $k = 0, 1, 2, \ldots$ este ordinul de difracţie, $\lambda$ - lungimea de undă a radiaţiei luminoase în mediul lichid.

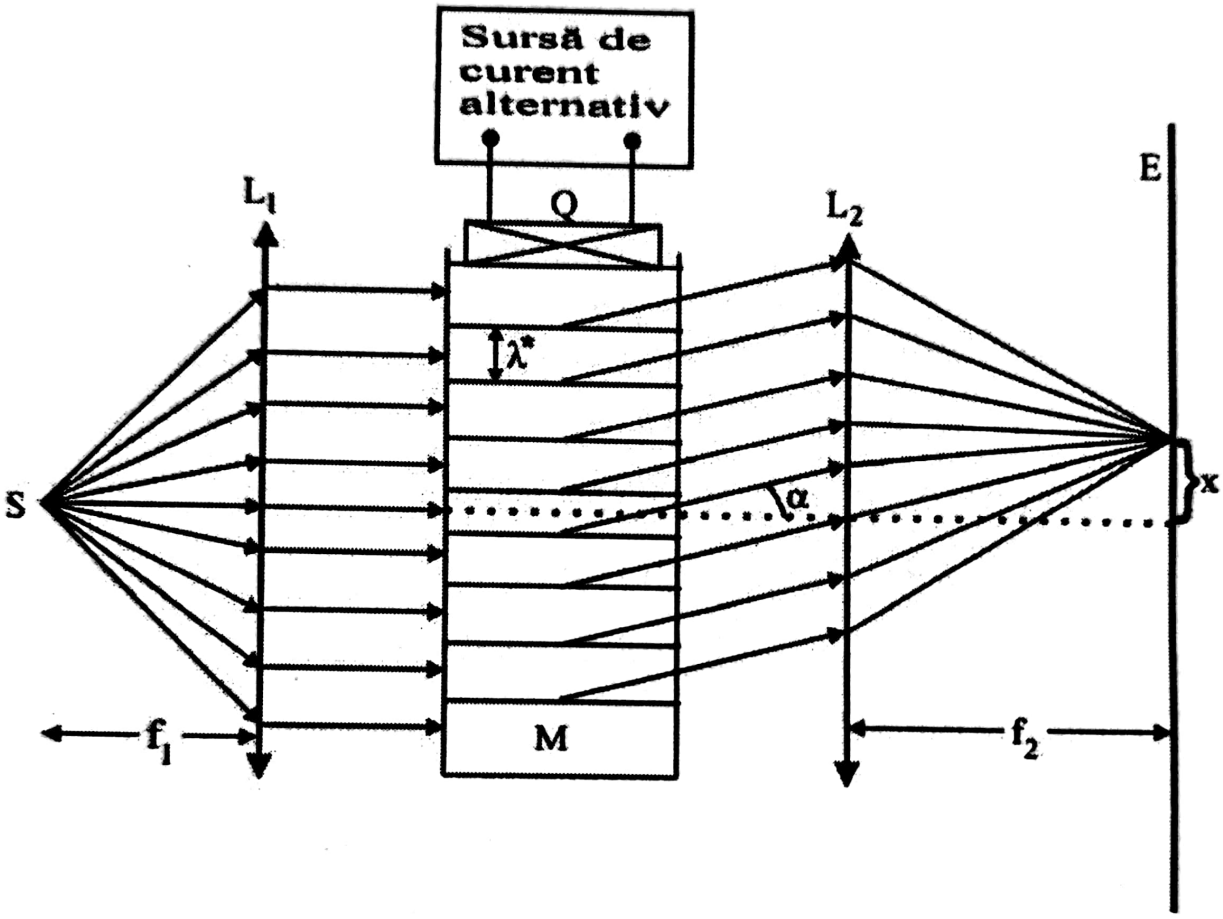



***Fig. 21 Fenomenul de difracţie a luminii pe o reţea ultrasonoră: S – sursă de lumină monocromatică; Q – traductor ultrasonor de unde longitudinale; $L_1$ şi $L_2$ lentile convergente cu distanţele focale $f_1$ şi $f_2$; M – lichid; E - ecran***

Dacă $f_2$ este distanţa focală a obiectivului lunetei cu care se observă franjele de difracţie şi $x$ este distanţa de la



Scanned with OKEN Scanner

maximul central la un maxim de ordin $k$, atunci pentru unghiuri de difracţie mici

$$\sin\alpha \approx \mathrm{tg}\alpha = \frac{x}{f_2} \qquad (122)$$

Lungimea de undă a undelor ultrasonore longitudinale în lichid este

$$\lambda^* = \frac{u}{f} \qquad (123)$$

unde $u$ este viteza undelor ultrasonore în lichid şi $f$ frecvenţa lor.

Înlocuind relaţiile 122 şi 123 în 121, obţinem:

$$u = \frac{kf_2 f\lambda}{x} \qquad (124)$$

Dacă se măsoară distanţa $x$ până la maximul de ordinul $k$, atunci se poate determina, în baza relaţiei 124 viteza ultrasunetelor $u$.

Metoda poate fi aplicată atât în cazul undelor progresive cât şi în cazul celor staţionare. Mediile elastice, în stare lichidă sau solidă, trebuie să fie transparente. În cazul solidelor, reflexiile sunt foarte greu de evitat şi de aceea se lucrează cu unde staţionare.



Scanned with OKEN Scanner

### I.5.1.2. Metoda optică în câmp apropiat

Numită şi metodă vizuală, metoda optică în câmp apropiat (în zona Fresnel) se bazează pe observarea directă a franjelor de interferenţă în zona optică Fresnel, adică în imediata apropiere a mediului elastic, unde are loc propagarea undelor ultrasonore plane longitudinale (Fig. 22).

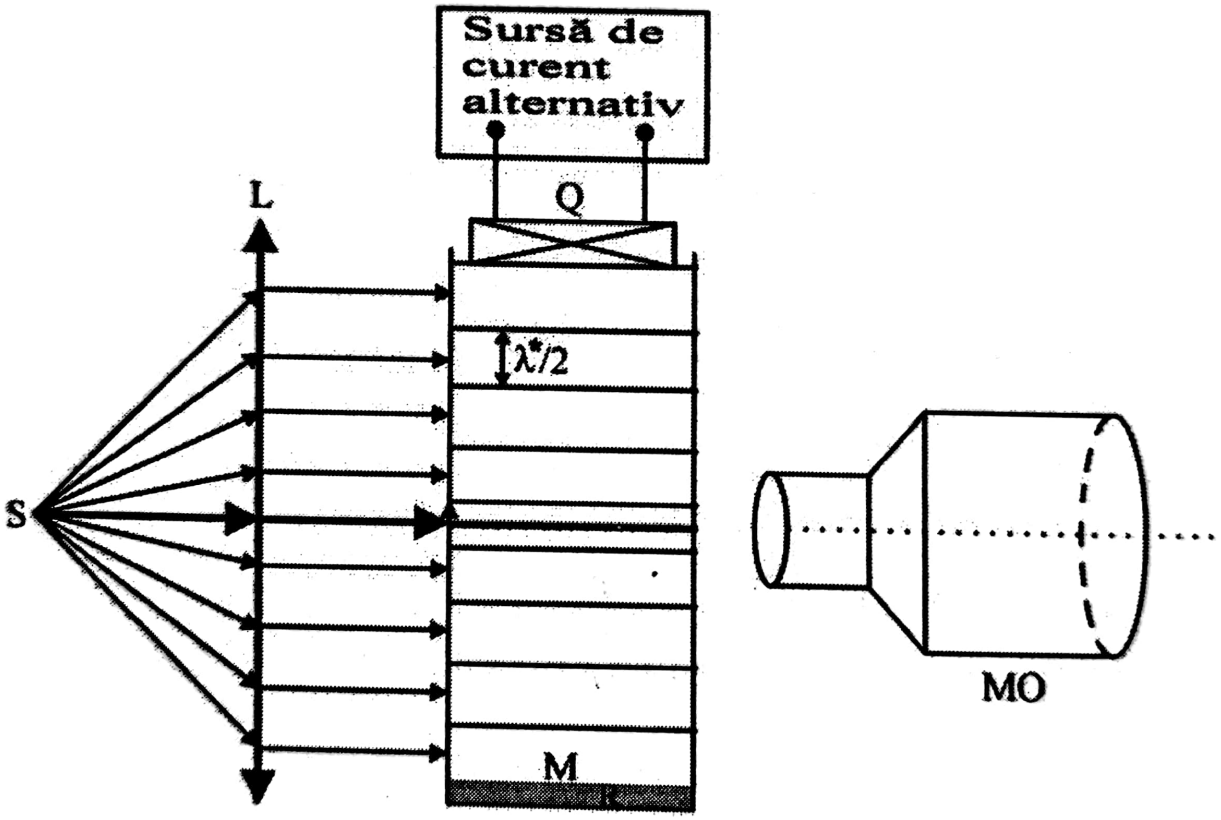



***Fig. 22 Observarea fronturilor de unde ultrasonore în zona Fresnel; Q – emiţător de unde ultrasonore longitudinale; MO – microscop optic; R – reflector; S – sursă de lumină; M – mediu elastic transparent***



Scanned with OKEN Scanner

Pentru a putea fi observate, undele trebuie să fie localizate, adică trebuie să se propage în regim de unde staţionare. Fronturile de undă ultrasonoră observate cu ajutorul microscopului optic MO, situat în vecinătatea imediată a vasului M, sunt chiar franjele de difracţie Fresnel.

O scală microscopică aşezată în planul focal al microscopului optic MO, permite măsurarea directă a distanţei dintre două zone de compresiune succesive $d = \frac{\lambda^*}{2}$.

Atunci $d = \frac{uT}{2} = \frac{u}{2f}$ şi

$$u = 2fd \qquad (125)$$

unde $u$ este viteza undei ultrasonore şi $f$ - frecvenţa ei.

Ca şi metoda de difracţie în zona Fraunhofer, metoda vizuală se aplică pentru mediile elastice transparente.

## I.5.2. Metode interferometrice

### I.5.2.1. Metoda interferometrică cu frecvenţă variabilă

Metoda se bazează pe fenomenul de interferenţă în regim de unde staţionare.



Scanned with OKEN Scanner

Să considerăm un traductor Q care emite în mediul elastic M mărginit de două suprafeţe paralele reflectante (Fig. 23) unde ultrasonore longitudinale, a căror frecvenţă poate fi modificată. Admitem că cele două suprafeţe $S_1$ şi $S_2$ reflectă în totalitate undele ultrasonore incidente şi normale. Distanţa dintre cele două suprafeţe, dintre care una poate fi chiar traductorul Q, o notăm cu $\frac{a}{2}$.

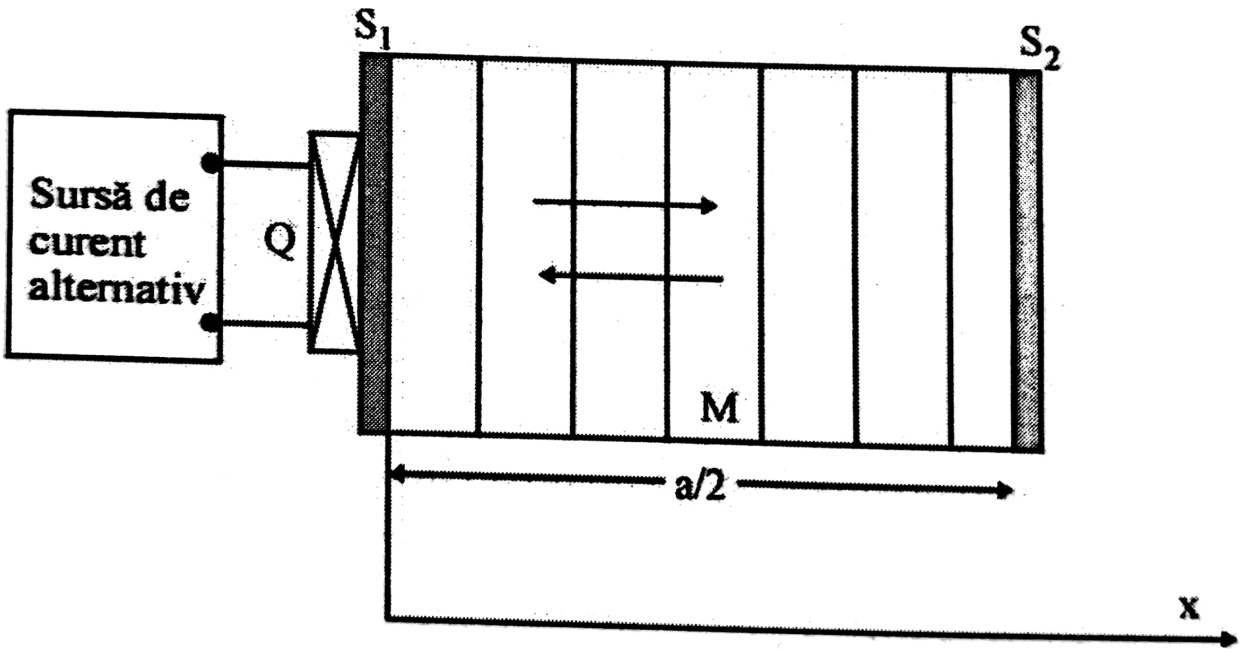



***Fig. 23 Schema de principiu pentru determinarea vitezei ultrasunetelor prin metoda interferometrică cu frecvenţă variabilă***



Scanned with OKEN Scanner

Considerăm că la momentul inițial t = 0, suprafața $S_1$ așezată în originea axei x (x = 0) este forțată să vibreze cu frecvența unghiulară ω. Atunci, viteza particulelor mediului elastic adiacente suprafeței $S_1$ va avea expresia:

$$v_0 = v_{max} e^{i\omega t} \qquad (126)$$

Pentru simplificarea calculelor vom considera $v_{max} = 1$.

Perturbația se propagă spre placa reflectoare $S_2$, după care ajunge din nou la placa $S_1$. La sosire pe placa $S_1$, expresia vitezei va fi:

$$v_i = e^{i(\omega t - ka) - \alpha a} = e^{i\omega t} e^{-(ika + \alpha a)} \qquad (127)$$

unde $k = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{\omega}{u}$, $u$ fiind viteza undelor ultrasonore în mediul elastic și $\alpha$ - coeficientul de absorbție.

La placa $S_1$, viteza undei dată de relația 127 se suprapune peste viteza generată de traductor în momentul respectiv, rezultând o viteză compusă de forma

$$v_0 + v_1 = e^{i\omega t} + e^{i\omega t} e^{-(ika + \alpha a)} = e^{i\omega t}\left[1 + e^{-(ika + \alpha a)}\right] \qquad (128)$$

Unda ultrasonoră continuă să se propage, reflectându-se succesiv pe cele două suprafețe, până la atenuarea totală. În



Scanned with OKEN Scanner

final, în vecinătatea suprafeţei $S_1$ (x = 0) viteza particulelor va fi:

$$v = e^{i\omega t}\left[1 + e^{-(ika+\alpha a)} + e^{-2(ika+\alpha a)} + e^{-3(ika+\alpha a)} + ..\right] \quad (129)$$

Ţinând cont că seria $1 + x + x^2 + x^3 + \ldots = \frac{1}{1-x}$, când $x<<1$

relaţia (129) devine

$$v = \frac{e^{i\omega t}}{1 - e^{-(ika+\alpha a)}} \quad (130)$$

Folosind relaţiile lui Euler:

$$e^{i\omega t} = \cos\omega t + i\sin\omega t \quad \text{şi} \quad e^{-(ika+\alpha a)} = e^{-\alpha a}(\cos ka - i\sin ka)$$

relaţia (130) se scrie

$$v = \frac{\cos\omega t + i\sin\omega t}{1 - e^{-\alpha a}\cos ka + ie^{-\alpha a}\sin ka} =$$

$$= \frac{(\cos\omega t + i\sin\omega t)\left[(1 - e^{-\alpha a}\cos ka) - ie^{-\alpha a}\sin ka\right]}{(1 - e^{-\alpha a}\cos ka)^2 + (e^{-\alpha a}\sin ka)^2} =$$

$$= \frac{(1 - e^{-\alpha a}\cos ka)\cos\omega t + e^{-\alpha a}\sin ka\sin\omega t}{1 + e^{-2\alpha a} - 2e^{-\alpha a}\cos ka} +$$

$$+ i\frac{(1 - e^{-\alpha a}\cos ka)\sin\omega t - e^{-\alpha a}\sin ka\cos\omega t}{1 + e^{-2\alpha a} - 2e^{-\alpha a}\cos ka}$$



Scanned with OKEN Scanner

Aplicând relaţia $\mathrm{ch}\alpha\, a = \dfrac{e^{\alpha a} + e^{-\alpha a}}{2}$, partea reală a vitezei $v$ din relaţia de mai sus este:

$$\mathrm{Re}\,(v) = v_R = \frac{e^{\alpha a} - \cos ka}{2(ch\alpha a - \cos ka)} \cos\omega t +$$

$$+ \frac{\sin ka}{2(ch\alpha a - \cos ka)} \sin\omega t \qquad (131)$$

Deoarece $\cos\omega t = \sin\left(\omega t + \dfrac{\pi}{2}\right)$, relaţia (131) devine:

$$v_R = \frac{e^{\alpha a} - \cos ka}{2(ch\alpha a - \cos ka)} \sin\left(\omega t + \frac{\pi}{2}\right) +$$

$$+ \frac{\sin ka}{2(ch\alpha a - \cos ka)} \sin\omega t \qquad (132)$$

Se poate vedea că viteza particulelor învecinate emiţătorului Q (x =0) are o componentă în fază cu stimulul (presiunea emiţătorului care întreţine undele ultrasonore în mediu elastic), dată de coeficientul lui $\sin\omega t$ şi un termen în cvadratură dat de coeficientul lui $\sin\left(\omega t + \dfrac{\pi}{2}\right)$. Ţinând cont de această observaţie, modulul componentei reale a vitezei particulelor din vecinătatea suprafeţei $S_1$ (x =0) este:



Scanned with OKEN Scanner

$$|\nu_R| = \left\{ \left[ \frac{e^{\alpha a} - \cos ka}{2(ch\alpha a - \cos ka)} \right]^2 + \left[ \frac{\sin ka}{2(ch\alpha a - \cos ka)} \right]^2 \right\}^{\frac{1}{2}};$$

$$|\nu_R| = \left[ \frac{(e^{\alpha a} - \cos ka)^2 + (\sin ka)^2}{2(ch\alpha a - \cos ka)2(ch\alpha a - \cos ka)} \right]^{\frac{1}{2}} =$$

$$\left[ \frac{e^{2\alpha a} - 2e^{\alpha a}\cos ka + 1}{2(ch\alpha a - \cos ka)2(ch\alpha a - \cos ka)} \right]^{\frac{1}{2}} \qquad (133)$$

Cum termenul $2(\text{ch}\alpha a - \cos ka) = 2(\frac{e^{\alpha a} + e^{-\alpha a}}{2} - \cos ka) =$

$\frac{1 - 2e^{\alpha a}\cos ka + e^{2\alpha a}}{e^{\alpha a}}$, relaţia (133) devine

$$|\nu_R| = \left[ \frac{e^{\alpha a}}{2(ch\alpha a - \cos ka)} \right]^{\frac{1}{2}} = \frac{e^{\alpha a/2}}{\sqrt{2(ch\alpha a - \cos ka)}} \qquad (134)$$

Întrucât constanta de absorbţie $\alpha$ are valori scăzute, termenul $\alpha a$ ia valori în general cuprinse între 0,01 şi 0,001.

Din relaţia (134) rezultă că $|\nu_R|$ este maxim când

$\cos ka = 1$ (135)



Scanned with OKEN Scanner

Relaţia (135) se mai numeşte şi condiţia de rezonanţă, deoarece în mediul elastic iau naştere unde staţionare. Din relaţia (135) se obţine $ka = 2n\pi$, $(n = 1, 2, 3, \ldots)$.

Dacă se înlocuieşte $k = \frac{\omega}{u}$, atunci $\frac{\omega}{u}a = 2n\pi$, de unde rezultă

$$\omega = \frac{n\pi u}{a/2} \qquad (136)$$

care reprezintă şi condiţia de formare a undelor staţionare.

Variind frecvenţa ultrasunetelor şi aplicând relaţia (136) pentru două maxime succesive obţinute, rezultă:

$$\omega_1 = \frac{(n+1)\pi u}{a/2} \qquad \text{şi} \qquad \omega_2 = \frac{n\pi u}{a/2}$$

Făcând diferenţa, se găseşte:

$$\Delta\omega = \omega_1 - \omega_2 = \frac{\pi u}{a/2}$$

$$u = \frac{\Delta\omega \frac{a}{2}}{\pi} \qquad (137)$$

de unde

$$u = 2\,\frac{a}{2}(f_1 - f_2)$$



Scanned with OKEN Scanner

Relaţia (137) permite calcularea vitezei ultrasunetelor dacă experimental sunt determinate frecvenţele ultrasunetelor corespunzătoare a două maxime succesive. Maximele de viteză corespund maximelor de amplitudine de vibraţie în cazul undelor staţionare, iar acestea minimelor de energie preluată de la sursa de curent alternativ.

Prin urmare, frecvenţele $f_1$ şi $f_2$ corespund pe de o parte amplitudinilor maxime ale vitezei punctelor materiale din vecinătatea traductorului, şi pe de altă parte minimelor de energie electrică consumată.

Mediile elastice studiate pot fi solide sau lichide, transparente sau opace.

### I.5.2.2. Metoda interferometrică cu frecvenţă fixă

Comparativ cu metoda interferometrică cu frecvenţă variabilă, această metodă este mai mult folosită de către experimentatori datorită mijloacelor experimentale mai accesibile şi mai ieftine.

Schema de principiu este prezentată în Fig. 24.

Traductorul piezoelectric Q emite oscilaţii ultrasonore longitudinale cu frecvenţă fixă, care sunt reflectate de reflectorul R, deplasat cu ajutorul unui micrometru Mc. Pentru



Scanned with OKEN Scanner

anumite distanţe dintre reflectorul R şi emiţătorul Q, se formează unde staţionare. Din condiţia de rezonanţă (135) rezultă că această distanţă $d = n\frac{\lambda}{2}$ $(n = 1, 2, 3, \ldots)$.

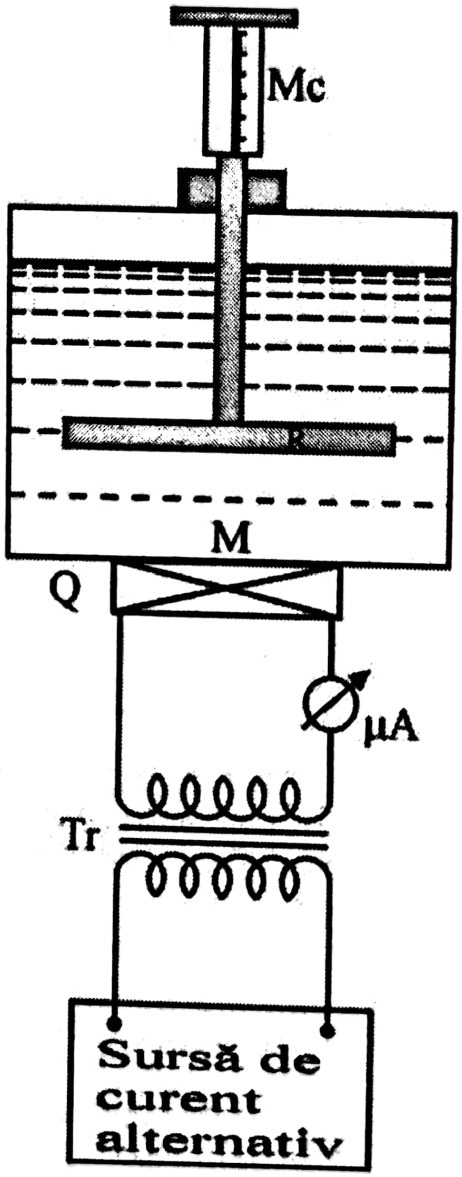



***Fig. 24 Schema de principiu a unei instalaţii pentru determinarea vitezei ultrasunetelor în lichide prin metoda interferometrică cu frecvenţă fixă***



Scanned with OKEN Scanner

Dacă pe traductor, care are rol de emiţător dar şi de receptor, se formează un nod de amplitudine, atunci unda ajunsă de la reflector este în opoziţie de fază cu cea emisă de traductor. În această situaţie, traductorul este stânjenit (frânat) în mişcarea lui de vibraţie şi va absorbi un curent maxim de la sursa primară de energie electrică. Acest lucru este indicat de microampermetrul A care indică o valoare maximă de curent. Situaţia se repetă dacă pistonul reflector R se deplasează cu un număr întreg de $\frac{\lambda}{2}$, $D = n\frac{\lambda}{2}$.

$$u = \frac{2Df}{n} \qquad (138)$$

deoarece $\lambda = \frac{u}{f}$. D este distanţa citită pe micrometru corespunzătoare deplasării pentru care s-au obţinut *n* maxime de curent electric, iar *f* este frecvenţa ultrasunetelor, egală cu frecvenţa sursei de curent alternativ. Dacă unda reflectată de pistonul R, sosită la traductorul Q, este în fază cu unda emisă de acesta, atunci mişcarea pulsatorie a traductorului este favorizată, iar energia preluată de traductor de la sursa electrică este minimă. În acest caz, curentul indicat de microampermetru



Scanned with OKEN Scanner

este minim. Pentru determinarea vitezei ultrasunetelor se pot folosi şi situaţiile de minim în locul celor de maxim de curent.

## I.5.3. Metoda impulsului ecou

Schema bloc a unei instalaţii experimentale pentru măsurarea vitezei ultrasunetelor prin metoda impulsului ecou este prezentată în Fig. 25.

Un impuls de tensiune este convertit de traductorul Q într-un impuls de undă ultrasonoră (efect piezoelectric invers) de aceeaşi frecvenţă. Impulsul ultrasonor traversează proba P, se reflectă pe reflectorul R şi ajunge din nou la marginea de sus a probei. Aici, o parte din energia sa trece în traductor şi este convertită într-un impuls electric (efect piezoelectric direct), iar cealaltă parte se întoarce din nou în probă, suferind reflexii multiple până când energia impulsului ultrasonor devine neglijabilă datorită absorbţiei din probă.

Impulsurile electrice generate de traductor sunt aduse la acelaşi nivel de un atenuator şi apoi amplificate şi duse la un osciloscop. Intensităţile impulsurilor ecou la intrarea în atenuator scad în intensitate ca în Fig. 26.



Scanned with OKEN Scanner

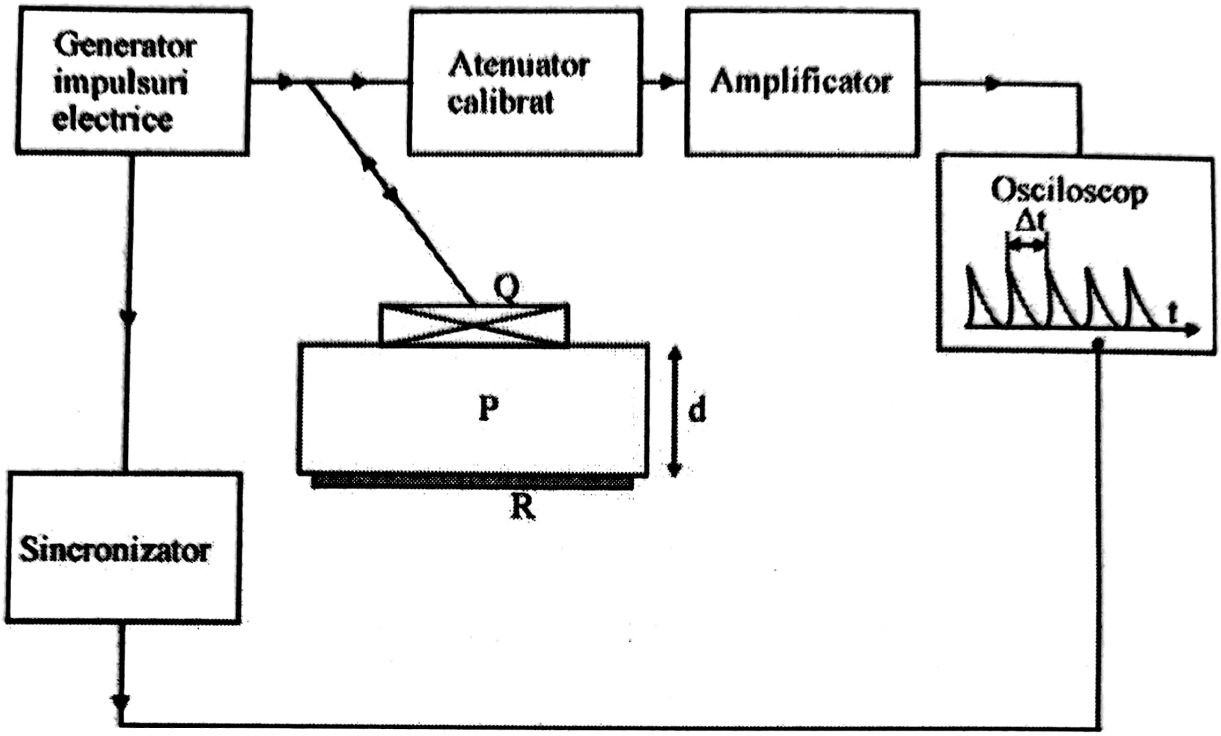



***Fig. 25 Schema bloc a unei instalaţii pentru măsurarea vitezei ultrasunetelor prin metoda impulsului ecou***

Pentru a putea fi recepţionate cât mai multe impulsuri ecou, durata impulsului electric trebuie să fie cât mai mică iar intervalul de timp dintre două impulsuri succesive cât mai mare. Dacă $\Delta t$ este intervalul de timp dintre două impulsuri ecou succesive atunci viteza ultrasunetelor în proba P de grosime $d$ este: $2d = u\Delta t$ sau $u = \frac{2d}{\Delta t}$.



Scanned with OKEN Scanner

## I.5 Metode de determinare a vitezei ultrasunetelor

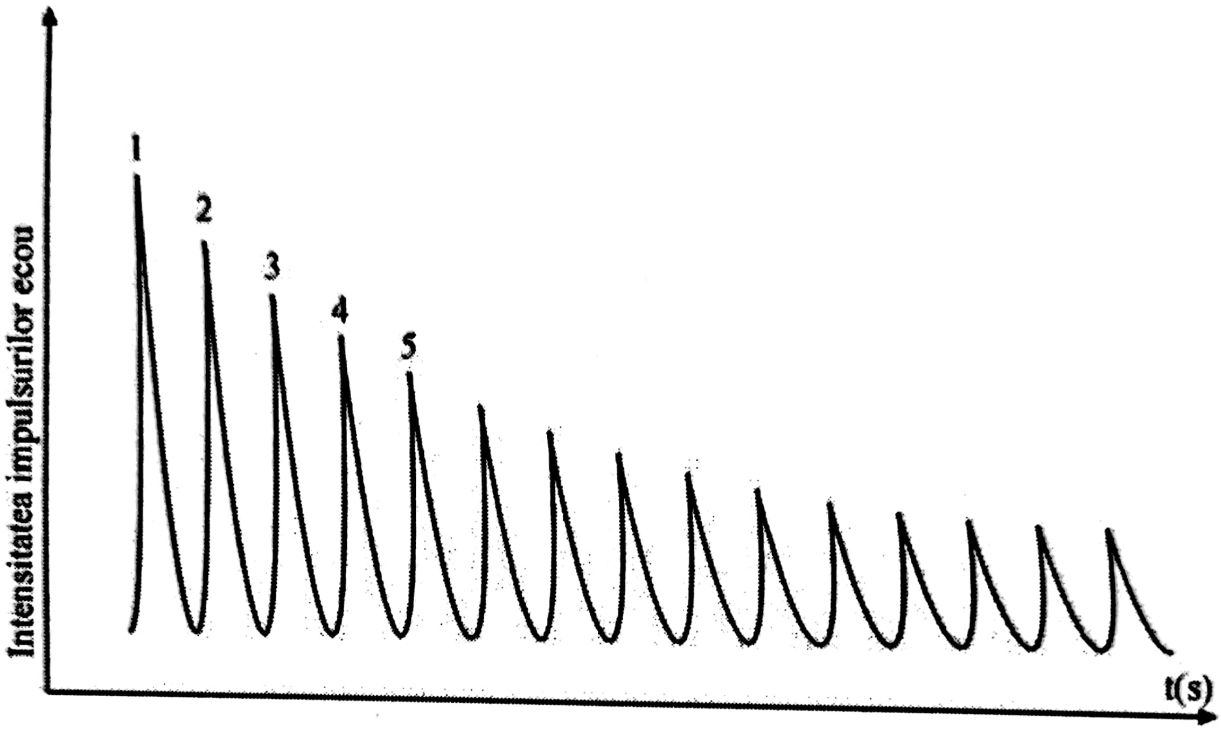



***Fig. 26 Forma impulsurilor ecou la intrarea în atenuator***

Mediile elastice investigate pot fi lichide sau solide, transparente sau opace.



Scanned with OKEN Scanner

# I.6. Determinarea constantei de absorbție a ultrasunetelor

## I.6.1. Metoda impulsului ecou

Variația intensității acustice cu drumul parcurs de unda ultrasonoră într-un mediu elastic este dată de relația:

$$I = I_0 e^{-2\alpha x} \qquad (139)$$

unde $I_0$ este intensitatea ultrasonoră pentru $x$=0.

Pentru două parcursuri diferite:

$$I_1 = I_0 e^{-2\alpha x_1} \qquad \text{şi} \qquad I_2 = I_0 e^{-2\alpha x_2}$$

Din aceste două relații se obține:

$$\alpha = \frac{1}{2(x_2 - x_1)} \ln \frac{I_1}{I_2} \qquad (140)$$

Folosind instalația experimentală prezentată în Fig. 25, raportul $I_1/I_2$ se poate măsura în două moduri:

1. folosind un atenuator calibrat
2. folosind un osciloscop calibrat

În prima variantă raportul $I_1/I_2$ este raportul atenuărilor electrice – date de atenuator – după ce un impuls a parcurs grosimea probei de $n$ ori:



Scanned with OKEN Scanner

$$\ln\frac{I_1}{I_2} = 2\alpha nd \qquad (141)$$

În cea de-a doua variantă se scoate atenuatorul din circuit, iar impulsurile electrice ecou sunt introduse direct în osciloscop. Acestea arată ca în Fig. 26. Raportul $I_1/I_2$ este raportul înălţimilor la pătrat a două impulsuri – în volţi – (cât mai separate unul de celălalt) din seria ecou după ce impulsul ultrasonor a străbătut grosimea probei de $n$ ori.

$$\ln\frac{I_1}{I_2} = \ln\left(\frac{U_1}{U_2}\right)^2 = 2\alpha nd \qquad (142)$$

Metoda atenuatorului calibrat este mult mai precisă decât cea a osciloscopului calibrat deoarece elimină eroarea provenită din neliniaritatea osciloscopului. Ambele metode se folosesc în special pentru mediile elastice solide şi mai puţin pentru cele lichide.

În lichide se foloseşte o procedură experimentală care elimină complet erorile introduse de fenomenele de refracţie de la interfeţe. Se alege un anume impuls din seria de impulsuri înregistrată (fără atenuator) pentru o anumită distanţă $d_1$ dintre traductor şi reflector, de exemplu picul cu numărul 2 din seria prezentată în Fig. 26. În această situaţie înălţimea impulsului măsurată în volţi pe ecranul osciloscopului este:



Scanned with OKEN Scanner

$$U_1 = U_0 e^{-2\alpha d_1} \qquad (143)$$

Pentru o altă distanţă $d_2$ dintre traductor şi reflector, dar pentru acelaşi pic:

$$U_2 = U_0 e^{-2\alpha d_2} \qquad (144)$$

Din relaţiile (143) şi (144) se obţine

$$\alpha = \frac{1}{2(d_2 - d_1)} \ln\left(\frac{U_1}{U_2}\right)^2 \qquad (145)$$

Relaţia (145) este valabilă numai dacă tensiunea de alimentare a traductorului şi temperatura lichidului se menţin constante.

## I.6.2. Metoda interferometrică cu frecvenţă fixă

În cazul metodelor interferometrice, condiţia de formare a undelor staţionare este dată de relaţia (135), cos $ka$=1. În acest caz, pe traductor se formează un ventru de viteză şi amplitudine. Valoarea vitezelor din acest ventru se obţine din relaţia (134), pentru cos $ka$=1:

$$|V_r|_{max} = \frac{e^{\frac{\alpha a}{2}}}{\sqrt{2(ch\alpha a - 1)}} \qquad (146)$$



Scanned with OKEN Scanner

## I.6. Determinarea constantei de absorbţie a ultrasunetelor

Conform relaţiei (27), intensitatea undei ultrasonore $I$ depinde direct proporţional de pătratul vitezei maxime a particulelor mediului elastic, iar pe de altă parte, dacă ne referim la vecinătatea imediată a traductorului, $I$ este tocmai intensitatea ultrasonoră radiată de acesta şi depinde direct proporţional de pătratul intensităţii electrice $i_{ef}$ din traductor (sau pătratul tensiunii electrice de pe traductor).

$$|V|_{\max}^{\ 2} \sim I \sim U_{ef}^{\ 2} \sim i_{ef}^{\ 2}$$

Ridicând relaţia (146) la pătrat şi ţinând cont că $ch\alpha a = \frac{e^{\alpha a} + e^{-\alpha a}}{2}$ se obţine:

$$|V_r|_{\max}^{\ 2} = \frac{e^{\alpha a}}{e^{\alpha a} + e^{-\alpha a} - 2} \qquad (147)$$

Menţinând frecvenţa constantă, pentru două distanţe $a_1$ şi $a_2$, la rezonanţă avem:

$$|V_r|_{\max_1}^{\ 2} = \frac{e^{\alpha a_1}}{e^{\alpha a_1} + e^{-\alpha a_1} - 2} \qquad \text{şi}$$

$$|V_r|_{\max_2}^{\ 2} = \frac{e^{\alpha a_2}}{e^{\alpha a_2} + e^{-\alpha a_2} - 2}$$

Împărţind membru la membru şi logaritmând, obţinem:



Scanned with OKEN Scanner

$$\ln\frac{|V_r|_{max_2}^{\ 2}}{|V_r|_{max_1}^{\ 2}} = \alpha(a_2 - a_1) + \ln\left(\frac{e^{\alpha a_1} + e^{-\alpha a_1} - 2}{e^{\alpha a_2} + e^{-\alpha a_2} - 2}\right)$$

Simplificând şi reţinând termenii până la ordinul 3,

$$e^x = 1 + x + \frac{x^2}{2} + \frac{x^3}{6} \ldots\ldots\ldots \text{şi} \qquad e^{-x} = 1 - x + \frac{x^2}{2} - \frac{x^3}{6} \ldots\ldots$$

$$e^{\alpha a_1} = 1 + \alpha a_1 + \frac{(\alpha a_1)^2}{2} \ldots\ldots \text{şi} \quad e^{-\alpha a_1} = 1 - \alpha a_1 + \frac{(-\alpha a_1)^2}{2} \ldots\ldots$$

se obţine:

$$\ln\left(\frac{e^{\alpha a_1} + e^{-\alpha a_1} - 2}{e^{\alpha a_2} + e^{-\alpha a_2} - 2}\right) = \ln\frac{a_1^2}{a_2^2} = 2\ln\frac{a_1}{a_2}$$

Deci

$$\alpha = \frac{1}{a_2 - a_1}\left[\ln\frac{|V_r|_{max_2}^{\ 2}}{|V_r|_{max_1}^{\ 2}} - 2\ln\frac{a_1}{a_2}\right] \qquad (148)$$

În funcţie de valorile măsurabile $i_{ef}$ sau $U_{ef}$

$$\alpha = \frac{1}{a_2 - a_1}\left[\ln\frac{U_{ef_2}^{\ 2}}{U_{ef_1}^{\ 2}} - 2\ln\frac{a_1}{a_2}\right] \qquad (149)$$

Măsurându-se tensiunile efective de pe traductor în cele două situaţii de rezonanţă, se poate determina constanta de absorbţie $\alpha$.



Scanned with OKEN Scanner

# Bibliografie


1. M. O'Donnell, L.J. Busse, J.G. Miller,
   „*Methods of Experimental Physics*", Vol.19.
   Ultrasonics. Academic Press Inc. 1981
2. Gh. Amza, D. Barb, F. Constantinescu,
   „*Sisteme ultraacustice*", Ed. Tehnică, Bucureşti, 1988
3. C. Tudose,
   „*Ultrasunete*", Ed. Ştiinţifică, Bucureşti, 1997
4. E. Bădărău, M. Grumăzescu,
   „*Ultraacustică fizică şi tehnică*", Ed. Tehnică,
   Bucureşti, 1967
5. T. Bohăiţel, E. Năstase,
   „*Defectoscopie ultrasonoră fizică şi tehnică*", Ed.
   Tehnică, Bucureşti, 1980
6. R. Beyer, S. Letcher,
   „*Physical Ultrasonics*", Academic Press, London, 1969
7. V. Deutsch, M. Platte, M. Vogt,
   „*Controlul ultrasonic*", Ed. 1998




Scanned with OKEN Scanner

# II.1. Cavitaţia ultrasonoră în lichide

Mediile de propagare lichide sau solide conţin incluziuni de gaze dizolvate sau vapori ai lichidului respectiv sub forma unor bule minuscule. Bulele de aer, particulele aflate în suspensie sau celulele izolate din lichide biologice sunt cauza producerii fenomenului de cavitaţie, care apare peste un anumit prag al energiei ultrasonore [1-4], la curgerea cu viteză mare a lichidului pe lângă neomogenităţi. Pragul de cavitaţie, adică intensitatea ultrasonoră la care apare fenomenul, depinde atât de natura lichidului cât şi de frecvenţa undelor ultrasonore.

În procesul de propagare a ultrasunetelor prin lichide, acceleraţiile particulelor sunt foarte mari, astfel încât forţele care acţionează asupra acestora ating valori notabile. Variaţiile mari de presiune între zonele de comprimare şi cele de dilatare din mediul prin care se propagă ultrasunetele, accentuate de existenţa neomogenităţilor (bule de gaz în lichide, particule solide dispersate în lichid), determină dezechilibre de forţe.

La interfaţa lichid-neomogenitate se formează aşa numitele „nuclee critice" sau „centre de cavitaţie", în vecinătatea cărora lichidul se rupe şi apar „golurile" de



Scanned with OKEN Scanner

cavitaţie. Fenomenul apare numai atunci când forţele de tracţiune depăşesc forţele de coeziune din lichid. La refacerea lichidului, golurile microscopice care apar se închid, înglobând gaze şi moleculele de lichid evaporate în timpul destinderii adiabate.

Rezultă că la limita de separaţie lichid-neomogenitate, unde forţele de adeziune sunt mai mici decât cele de coeziune, pentru valori suficient de mari ale diferenţei de presiune, în zonele de dilatare a lichidului, distanţa dintre particulele mediului poate deveni mai mare decât distanţa la care forţele intermoleculare devin neglijabile, astfel încât este posibilă apariţia bulelor cavitare. Frecarea dintre lichid şi neomogenităţile conţinute în el este cu atât mai mare, cu cât raportul dintre amplitudinile de oscilaţie ale impurităţilor şi ale mediului care le conţine este mai mic. Acest raport [1] poate fi exprimat prin relaţia:

$$\frac{A_n}{A_l} = -\frac{1}{\sqrt{\frac{\left(4\pi \cdot \rho \cdot r^2 f\right)^2}{9\eta} + 1}} \qquad (1)$$

În relaţia (1) $A$ reprezintă amplitudinea mişcării oscilatorii, indicii $n$ şi $l$ se referă la neomogenitate şi respectiv la lichid, $\rho$ - densitatea particulelor dispersate, $r$ – raza lor, $\eta$



Scanned with OKEN Scanner

- coeficientul de vâscozitate al lichidului, iar $f$ este frecvenţa ultrasunetului. Pentru o valoare dată a frecvenţei ultrasunetului, raportul amplitudinilor de oscilaţie este cu atât mai mic cu cât vâscozitatea lichidului este mai mică şi cu cât densitatea lui este mai mare.

Golurile sau bulele de cavitaţie pot ajunge în zonele de maximă comprimare ale câmpului ultrasonor, unde implodează zgomotos, dezvoltând energii mari, răspunzătoare de ionizări, efecte fotoluminiscente şi de apariţia „undelor de şoc".

Dacă impurităţile răspunzătoare de apariţia „nucleelor critice" nu sunt în concentraţie mare, bulele de cavitaţie sunt suficient de distanţate, astfel încât interacţiunile dintre ele sunt neglijabile.

Prin filmări ultrarapide, s-a constatat că golurile de cavitaţie din lichid sunt într-o continuă mişcare şi trec prin diverse stadii de dezvoltare. Într-o primă etapă, bulele de cavitaţie cresc, ajungând la un volum maxim, a cărui valoare depinde de natura lichidului şi a impurităţilor dizolvate, precum şi de caracteristicile câmpului ultrasonor.

Cavităţile sferice caracterizate prin presiune mică sau nulă nu pot exista timp îndelungat în lichidul incompresibil, în care se exercită presiuni interne nenule. Dezechilibrul de forţe



Scanned with OKEN Scanner

produce implozia unor astfel de bule. Suprafaţa interioară a cavităţii se deplasează cu viteză foarte mare către centrul sferei. Apare o undă de şoc, care se propagă prin lichid, producând ionizări ale particulelor din spaţiul de propagare.

Dacă în cavităţi s-au acumulat molecule de gaz şi vapori de lichid, dar presiunea lor este mai mică decât presiunea internă din lichid, bulele îşi micşorează adiabatic volumul o dată cu creşterea presiunii. Bulele evoluează de la forma lenticulară la cea sferică datorită simetriei radiale a câmpului de forţe din interiorul lichidului. Suprafaţa internă a cavităţii se deplasează continuu către centrul ei, determinând creşterea presiunii în interiorul bulei cavitare. În momentul în care presiunea gazelor din interiorul bulei egalează presiunea internă a lichidului, se produce un echilibru de forţe care impiedică implozia. Se spune că a apărut o cavitate tranzitorie, care se poate deplasa liber prin lichid şi participă la mişcări oscilatorii armonice, ale căror frecvenţe depind de amplitudinea presiunii ultrasonore. Dacă aceasta este mai mică decât presiunea hidrostatică, bulele tranzitorii oscilează cu frecvenţa [5]:



Scanned with OKEN Scanner

$$f = \frac{1}{2\pi \cdot r}\sqrt{\frac{\rho}{3\gamma\left(P_0 + \frac{2\sigma}{r}\right)}} \qquad (2)$$

unde $r$ este raza sferei cavitaţionale, $\rho$ - densitatea lichidului, $\sigma$ este tensiunea superficială, $P_0$ este presiunea hidrostatică, iar $\gamma$ reprezintă exponentul politropic.

Pot apărea şi o serie de bule cavitare stabile, care nu îndeplinesc condiţiile de implozie şi ale căror volume oscilează în jurul volumului de echilibru. Fenomenul poate deveni rezonant pentru o anumită valoare a razei bulelor. Bulele cavitare cu raze mai mici decât raza de rezonanţă, sunt împinse către zonele de maximă comprimare, unde pot imploda. Bulele care ajung în zonele de comprimare redusă, au volume mai mari decât ale celor rezonante; se ridică la suprafaţa lichidului, unde se sparg. Creşterea volumului bulelor cavitare poate să fie produsă de ciocnirea şi contopirea lor.

Pulsaţiile unui gol de cavitaţie independent sunt descrise de Auslander [1,5] prin ecuaţia

$$\frac{\partial^2 R}{\partial^2 t} + \frac{3}{2R}\left(\frac{\partial R}{\partial t}\right)^2 = \frac{1}{\rho \cdot R}\left[P_{g0}\left(\frac{R_0}{R}\right)^{3\gamma} + P_v - \frac{2\sigma}{R} - P_0 - P(t)\right] \qquad (3)$$



Scanned with OKEN Scanner

în care intervin următoarele mărimi fizice: $\rho$ - densitatea lichidului, $P_{g0}$ - presiunea gazului aflat în bula de cavitaţie iniţială de rază $R_0$, $P_v$ - presiunea vaporilor saturanţi ai lichidului, $P_0$ - presiunea hidrostatică, $\gamma$ - exponentul adiabatic, $P(t)$ - presiunea creată de câmpul ultrasonor. Presiunea creată de câmpul ultrasonor este descrisă (vezi relaţia 15 din partea I) de o funcţie armonică de forma:

$$P(t) = P_{max} \sin \omega t \qquad (4)$$

cu $\omega$ - pulsaţia câmpului ultrasonor. Presiunea maximă $P_{max}$ poate fi calculată utilizând relaţiile 16 şi 22 din partea I:

$$P_{max} = \sqrt{2 I_{max} \rho \cdot u} \qquad (5)$$

unde $I_{max}$ este intensitatea maximă a ultrasunetului.

Dacă se presupune [5] că, la un moment dat, raza $R$ a bulei cavitare poate fi scrisă sub forma

$$R = R_0 + r \qquad (6)$$

se obţine ecuaţia de mişcare a bulei cavitare

$$\frac{\partial^2 r}{\partial^2 t} + \omega_0^2 \cdot r + \frac{P_{max}}{\rho \cdot R_0} \sin \omega t = 0 \qquad (7)$$

în care $\omega_0$ reprezintă pulsaţia de rezonanţă a bulei de cavitaţie, dată de relaţia



Scanned with OKEN Scanner

$$\omega_0 = \frac{1}{\rho \cdot R_0^2}\left[3\gamma\left(P_0 + \frac{2\sigma}{R_0} - P_v\right) - \frac{2\sigma}{R_0}\right] \qquad (8)$$

Din relaţia (8) rezultă că frecvenţa de rezonanţă, $f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}$, depinde de valoarea exponentului adiabatic, de tensiunea superficială şi de densitatea lichidului.

Pentru $\omega = \omega_0$, mişcarea cavităţii de rază iniţială $R_0$ devine instabilă; cavitatea execută oscilaţii de volum cu o amplitudine care creşte liniar în timp şi sfera explodează. Pentru $\omega \neq \omega_0$, soluţia ecuaţiei (8) are o componentă corespunzătoare frecvenţei impuse, $\omega$ şi una corespunzătoare frecvenţei de rezonanţă, $\omega_0$, astfel încât mişcarea rezonantă a bulei este compusă dintr-o oscilaţie liberă, una forţată şi armonicele ambelor.

După cum rezultă din cele expuse mai sus, cavitaţia poate fi stabilă sau tranzitorie. În cavitaţia stabilă, germenii de cavitaţie oscilează cu frecvenţa ultrasunetului şi persistă timp îndelungat.

Dacă în apă există bule de aer, la presiuni ultrasonore de ordinul zecimilor de atmosferă, cavitaţia poate să apară pentru frecvenţe ale ultrasunetului mai mari decât 0,5 MHz şi



Scanned with OKEN Scanner

energii de ordinul mW/cm$^2$. Raza bulelor cavitare depinde de natura lichidului, de presiunea gazului din golul cavitar şi poate varia între câţiva microni şi câteva zecimi de microni.

## II.1.1. Fenomene induse de cavitaţia ultrasonoră

Cavitaţia ultrasonoră produce efecte secundare, de natură mecanică, calorică, acustică, optică, electrică, chimică, sau biologică. Intensitatea efectelor induse depinde de numărul centrelor de cavitaţie, precum şi de violenţa imploziei golurilor de cavitaţie.

Pentru a caracteriza amploarea efectelor induse de fenomenul de cavitaţie, s-a definit o mărime empirică [5], $\chi$, numită intensitatea cavitaţiei, prin relaţia (9).

$$\chi = \frac{R_{max}^3}{R_{min}^3 \tau_{impl.} \cdot f} \qquad (9)$$

În relaţia (9) intervin mărimile: $R_{max}$ - raza maximă a golului de cavitaţie de la care începe implozia, $R_{min}$ - raza minimă a golului de cavitaţie până la care se produce implozia, $\tau_{impl}$ - timpul necesar anihilării golului de cavitaţie, $f$ - frecvenţa ultrasunetului. Mărimile $R_{max}$ şi $R_{min}$ au expresii



Scanned with OKEN Scanner

empirice [5] în care se ia în consideraţie conţinutul de gaz şi de vapori de substanţă din golul cavitar.

$$R_{max} = \frac{0,4}{\nu}\left(1 - \frac{P_0}{P_{max}}\right)\left(\frac{P_{max}}{\rho}\right)^{1/2}$$
$$R_{min} \approx \frac{R_{max}}{3\delta} \qquad (10)$$

$\delta$ este un parametru dependent de conţinutul de gaz şi de vapori ai cavităţii [5]:

$$\delta = \frac{P_V + \left(P_0 + P_V + \frac{2\sigma}{R_0}\right)\left(\frac{R_0}{\rho}\right)^3}{P_0} \qquad (11)$$

Timpul de implozie se poate calcula utilizând formula [5].

$$\tau_{impl} = 0,95 R_{max}\left(\frac{\delta}{P_0 + P_{max}}\right)^{1/2} \qquad (12)$$

Anihilarea bruscă a bulei de cavitaţie poate fi considerată un proces adiabatic. În acest proces, gazele şi vaporii din interiorul bulei se comprimă rapid, provocând variaţii enorme de temperatură, între 1.000 K şi 10.000 K. Dacă timpul de implozie $\tau_{impl.}$ este mai mic decât semiperioada undei ultrasonore, unda de şoc indusă de dispariţia bulei de cavitaţie este foarte intensă. Intensitatea undei de şoc este proporţională cu raza maximă pe care o poate



Scanned with OKEN Scanner

atinge bula de cavitaţie. Creşterea temperaturii şi a presiunii, ca urmare a imploziei unei bule cavitare are loc într-un interval de timp foarte scurt, de aproximativ 0,01 - 0,1 $\mu s$.

Efectele secundare induse de implozia bulelor cavitare tranzitorii sunt cauzate de presiunile foarte mari şi de vitezele mari atinse de particule în unda de şoc produsă ca urmare a imploziei. Presiunea poate atinge valori de până la $10^6$ atm, ceea ce determină erodarea suprafeţelor, curăţirea lor sau modificarea grosimii straturilor subţiri.

Fenomenul de cavitaţie este evidenţiat prin efectul de sonoluminiscenţă, produs în timpul imploziilor bulelor cavitare.

Cavitaţia poate induce fenomene chimice sau cvasichimice diametral opuse, cum ar fi reducerea - oxidarea, scindarea - recombinarea, polimerizarea - depolimerizarea. Prin urmare, cavitaţia poate constitui un factor catalitic sau dimpotrivă, un factor perturbator al unora dintre reacţiile chimice.

Fenomenul cavitaţionar este însoţit de zgomote şi microcurenţi (microflux acustic). Specialiştii consideră că lezarea celulelor biologice din suspensii este cauzată de



Scanned with OKEN Scanner

microcurenţii turbionari creaţi prin implozia bulelor cavitare în procesul de cavitaţie stabilă.

Cavitaţia tranzitorie apare la presiuni acustice mai mari de o atmosferă şi energii mai mari de 1 $mW/cm^2$. Ea este un fenomen violent, însoţit de ruperea bulelor cavitare, generat de forţe de frecare internă foarte mari. Frecarea cauzează încălzire locală, temperatura atingând valori de peste 2.000 K. Apare o undă de şoc care produce ionizări şi disocieri ale moleculelor. O parte din ioni se pot recombina (cu eventuală emisie de radiaţie – sono-luminescenţa), iar alţii difuzează pe distanţe mici în lichid, declanşând sau favorizând reacţii chimice şi biochimice.

La temperaturi mari, în zonele de implozie a bulelor de cavitaţie, numărul de ciocniri dintre macromolecule creşte, producând ruperea lor. Prin aceasta, ultrasunetele scad masa moleculară a macromoleculelor şi vâscozitatea soluţiilor. Ele micşorează viteza de sedimentare a soluţiilor coloidale, producând o uşoară limpezire a acestora.

Efectele biologice ale ultrasunetelor sunt explicate [3-7] atât prin deplasarea substanţei în procesele de propagare sau de cavitaţie, cât şi prin microfluxurile generatoare de tensiuni mari la nivelul celulelor (a căror densitate diferă de cea a mediului



Scanned with OKEN Scanner

înconjurător). Mişcări turbionare induse de ultrasunete au fost evidenţiate şi în interiorul celulelor.

Multe dintre aplicaţiile ultrasunetelor se bazează pe efectele induse de cavitaţie.

Efectele mecanice, datorate presiunilor mari produse în timpul imploziei cavităţilor acustice, sunt utilizate la tăierea sau perforarea materialelor dure, la curăţarea pieselor solide (siringi, eprubete, instrumente chirurgicale, obiecte din laboratoarele de cercetare). Curăţarea cu ultrasunete a înlocuit deja spălarea cu apă şi detergenţi.

Degajarea de căldură în procesele cavitare are aplicaţii industriale la sudarea materialelor metalice sau plastice, dar şi în medicină, la terapia cu ultrasunete. Efectele biologice ale ultrasunetelor se bazează şi pe faptul că fenomenul de cavitaţie ultrasonoră induce reacţii chimice cum ar fi oxidări, reduceri, polimerizări, depolimerizări sau descompuneri ale moleculelor mici. Prin descompunerea apei în procesele cavitare apar ioni de $OH^-$ deosebit de activi din punct de vedere chimic. Procesele chimice induse de cavitaţie sunt dublate de procese biologice diverse.

Sub acţiunea ultrasunetelor de mare energie, membranele celulare pot fi distruse. Insectele şi animalele mici



Scanned with OKEN Scanner

sunt puternic afectate de ultrasunete. Se produc modificări ale ritmului cardiac, hemoragii, leziuni ale sistemului nervos, ca urmare a distrugerii membranelor celulare.

La om s-a constatat că ultrasunetele de putere mare produc fenomenul de hemoliză (distrugerea globulelor roşii din sânge), dar şi distrugerea unor ţesutur tumorale.

Scanned with OKEN Scanner

# II.2. Efectele ultrasunetelor

Undele ultrasonore se caracterizează prin frecvenţă, viteză de propagare, energie transportată precum şi prin acceleraţia şi viteza particulelor aflate în mişcare oscilatorie.

Spaţiul de propagare a ultrasunetului se numeşte câmp ultrasonor. Undele ultrasonore se propagă din aproape în aproape, prin interacţiuni între particulele învecinate. În aer şi în lichide nevâscoase, ultrasunetele se propagă sub formă de unde longitudinale, pe când în solide şi lichide vâscoase sunt prezente şi unde ultrasonore transversale.

Unda ultrasonoră modifică poziţiile particulelor componente ale mediului de propagare, efectuând lucru mecanic împotriva forţelor interne. Vitezele şi acceleraţiile sistemelor atomice componente ale mediului de propagare depind atât de amplitudinea şi de frecvenţa ultrasunetelor, cât şi de natura forţelor intermoleculare care acţionează în câmpul ultrasonor. În procesul de propagare, o parte din energia transportată de ultrasunet se poate transforma în lucrul mecanic al forţelor de frecare, contribuind la încălzirea mediului şi/sau



Scanned with OKEN Scanner

la intensificarea mişcării termice dezordonate a particulelor componente ale mediului. Ultrasunetul poate excita mişcările de vibraţie şi/sau de rotaţie ale particulelor aflate în spaţiul de propagare.

Viteza de propagare a undelor ultrasonore depinde de natura şi starea de agregare a mediului de propagare. Astfel, viteza ultrasunetelor în mediile condensate depinde de vâscozitatea şi densitatea acestora, oferind informaţii asupra naturii interacţiunilor dintre particulele componente. Valorile vitezei pot fi utilizate în scopul determinării unor parametri termodinamici ai mediului de propagare, cum ar fi coeficienţii de compresibilitate adiabatică sau izotermică, presiunea internă din mediul de propagare sau exponentul adiabatic. Cunoaşterea tuturor proceselor în care este implicată unda ultrasonoră în timpul propagării prin mediul condensat, precum şi găsirea celor mai potrivite mijloace de estimare cantitativă a efectelor, facilitează aplicarea eficientă a ultrasunetelor în diverse domenii industriale, tehnice sau de cercetare.

Medicina foloseşte undele ultrasonore atît în stabilirea diagnosticului cât şi în terapie. Practica medicală a demonstrat că ultrasunetul este mai sensibil la diferenţierea ţesuturilor în



Scanned with OKEN Scanner

comparaţie cu radiaţiile X şi că este mai puţin nociv pentru organism, în comparaţie cu acestea.

În principiu, diagnosticul se bazează pe comparaţia între un semnal ultrasonor emis de un traductor şi semnalul reflectat de suprafeţele de separaţie dintre organe sau ţesuturi, interceptat de acelaşi traductor sau de un traductor identic. Tehnicile medicale curente presupun vizualizarea pe ecranul unui osciloscop atît a pulsurilor transmise de traductor cît şi a celor reflectate. Osciloscopul permite măsurarea directă a intervalului de timp dintre pulsul transmis şi cel reflectat. Totodată este posibilă şi aprecierea gradului de atenuare a energiei ultrasonore în procesul de propagare prin ţesuturi.

Cunoaşterea caracteristicilor undelor ultrasonore, a procedeelor de generare şi de recepţionare a acestora poate aduce contribuţii esenţiale la îmbunătăţirea şi perfecţionarea procedeelor de lucru cu ultrasunete în interes medical. Utilizarea ultrasunetelor în scopuri medicale implică o bună cunoaştere a modului de propagare şi a efectelor lor asupra mediilor biologice, în vederea evitării acţiunilor distructive asupra ţesuturilor din organismul supus cercetării. Din acest motiv vom prezenta pe scurt principalele efecte ale ultrasunetelor care se propagă în mediile condensate.



Scanned with OKEN Scanner

## II.2.1. Efectul mecanic

În procesul de propagare, ultrasunetul imprimă particulelor mişcări oscilatorii ale căror caracteristici (amplitudine, acceleraţie şi viteză) depind atât de natura mediului de propagare, cât şi de frecvenţa şi energia transportată [1,2] (vezi relaţiile 9, 10 şi 27 din partea I). Caracterul longitudinal sau transversal al ultrasunetelor este dictat de proprietăţile mediului de propagare. În mediile vâscoase şi în solide predomină unda transversală, pe când în lichidele obişnuite (apă, alcool) ultrasunetele pot fi considerate unde longitudinale.

Ultrasunetele cu frecvenţe sub 2 MHz şi intensităţi sub 2 $W/cm^2$ sunt unde elastice ale căror amplitudini nu depăşesc câteva sutimi sau miimi din diametrul unei celule. Acceleraţiile mişcării oscilatorii sunt foarte mari (de 10.000 de ori mai mari decît acceleraţia gravitaţională), astfel încât asupra particulelor mediului de propagare acţionează forţe deosebit de mari, capabile să producă deplasări de substanţă sau chiar ruperea legăturilor chimice sau cvasi-chimice atât la nivelul biopolimerilor, cât şi la nivel supramolecular sau celular [3,5].

Este cunoscut şi aplicat în tehnică efectul de orientare a unor particule aflate în suspensie. Astfel, orientarea particulelor



Scanned with OKEN Scanner

de formă plană perpendicular la direcţia de propagare a ultrasunetului, este utilizată în tehnica de vizualizare a ultrasunetelor, dar şi la măsurarea presiunii create de unda ultrasonoră (cu discul Rayleigh).

La intensităţi mari ale ultrasunetelor, tensiunile interne enorme produc ruperea lichidelor şi apariţia bulelor de cavitaţie [3-5]. Cavitaţia este însoţită de ionizări şi disocieri, reflectate în procesele electrice care apar în mediul de propagare. Implozia bulelor cavitare determină presiuni, temperaturi şi viteze de mişcare ale particulelor foarte mari. Un prim efect al presiunilor foarte mari, de circa $10^6$ atm este erodarea suprafeţelor corpurilor. Acest efect mecanic este utilizat la curăţarea unor piese, la îndepărtarea impurităţilor de pe obiecte. Energia mecanică a ultrasunetelor este utilizată în industria alimentară, farmaceutică, la prepararea gelurilor, a cosmeticelor, a detergenţilor, la creşterea solubilităţii şi miscibilităţii amestecurilor de substanţe insolubile.

Dacă ultrasunetele se propagă într-un lichid de jos în sus, se constată ondularea suprafeţei lichidului. Cu cât este mai mare intensitatea ultrasunetului, cu atât ondularea este mai accentuată, la suprafaţa lichidului apar valuri, iar peste o anumită valoare a intensităţii ultrasonore, apare efectul de



Scanned with OKEN Scanner

„fântână arteziană". Particulele sunt împinse de jos în sus de forţele generate de unda ultrasonoră. Presiunea de radiaţie acustică formează jeturi de particule, cunoscute sub denumirea de „vânt de cuarţ". Efectul de „vânt de cuarţ" este utilizat la obţinerea aerosolilor, pentru dispersarea substanţelor biologic active în aer. În aerosoloterapie, medicamentele sunt dispersate de ultrasunet în aerul inspirat.

Cu ajutorul ultrasunetelor, poate fi fărâmiţat orice corp solid, oricât de mic, şi dispersat în mediul de propagare. Ultrasunetele au efect de agitatori mecanici. În multe domenii practice apare problema omogenizării amestecului a două lichide nemiscibile. Ultrasonarea facilitează obţinerea de amestecuri omogene stabile (emulsii), prin dispariţia suprafeţelor de separaţie. Se obţine un amestec omogen, de picături foarte fine, care se transformă într-o emulsie cu bună stabilitate.

Acţiunea dispersantă a ultrasunetelor poate fi explicată prin două fenomene: frecarea la interfeţe şi cavitaţia. În lichide, rolul predominant în dispersare revine fenomenului de cavitaţie. Suprafeţele de separaţie constitue zone de slabă rezistenţă a lichidului, ele favorizează apariţia cavitaţiei.



Scanned with OKEN Scanner

Efectele distructive ale undei de şoc produc fărâmiţarea neomogenităţilor şi dispersarea lor.

Ultrasunetele au şi efecte de coagulare. Ele strâng particulele foarte mici dispersate în câmpul ultraacustic. Prin antrenarea în „vântul de cuarţ", particulele se ciocnesc, formând agregate din ce în ce mai mari, care apoi pot fi captate sau depuse. Aceste procese au aplicaţii în eliminarea poluării, la captarea funinginii, a vaporilor toxici, la îndepărtarea ceţii, pentru creşterea vizibilităţii.

Să remarcăm faptul că emulsionarea şi combinarea sunt efecte opuse. În procesul de emulsionare sunt eficiente undele ultrasonore progresive, pe când pentru inducerea coagulării se utilizează unde staţionare. De cele mai multe ori, creşterea timpului de acţiune al ultrasunetului determină accentuarea dispersiei, însă o ultrasonare îndelungată intensifică şi procesul de coagulare.

Viteza de evaporare la interfaţa lichid-gaz depinde de: presiunea $P$ a vaporilor saturanţi (la temperatura lichidului), de presiunea $p$ a vaporilor din mediul înconjurător şi de presiunea atmosferică $P_0$ [2].

$$V_{evap.} = K \cdot S \frac{P - p}{P_0} \qquad (13)$$



Scanned with OKEN Scanner

În relaţia (13) $K$ este un factor de proporţionalitate dependent de gradul de turbulenţă, iar $S$ reprezintă suprafaţa supusă uscării. Unda ultrasonară creşte viteza de evaporare, prin creşterea presiunii vaporilor saturanţi şi a gradului de turbulenţă la nivelul suprafeţei de separaţie. Ultrasunetul se propagă prin dilatări şi comprimări succesive, facilitând extragerea lichidului din materiale în semiperioada corespunzătoare destinderii.

Efectul de uscare este utilizat în obţinerea unor produse care suferă degradare termică, în industriile alimentară, farmaceutică sau cosmetică. În procedeele de uscare cu ultrasunete, temperatura produselor nu variază cu mai mult de 1 – 2 °C. Randamentul procesului de uscare depinde de energia transportată de ultrasunet.

Ultrasunetele favorizează transportul de masă atât în lichidele interstiţiale, cât şi în interiorul celulelor. În regim precavitaţional, bulele de aer dizolvate în apă au o stare de vibraţie indusă de ultrasunet, care determină mişcări ale lichidului, asemeni unor curgeri, favorizând deplasarea reactanţilor prin mediu. Atunci când lungimea de undă a ultrasunetului este de ordinul de mărime a celulei sau a microorganismului, mişcările vibratorii se produc în regim



Scanned with OKEN Scanner

staţionar rezonant, fapt ce explică acţiunea distructivă asupra acestora. Astfel poate fi explicat mecanismul distrugerii unor celule sau a microorganismelor.

Efectul mecanic al ultrasunetelor nu poate fi separat de cel electric şi nici de cel caloric.

## II.2.2. Efectul caloric

Ultrasunetele de înaltă frecvenţă sunt puternic atenuate în aer şi în apă, spre deosebire de cele de frecvenţă joasă care se pot propaga prin aer sau apă la distanţe considerabile. Din aceste motive, ultrasunetele de înaltă frecvenţă au acţiune locală, pe când ultrasunetelor de joasă frecvenţă le sunt caracteristice acţiuni globale la distanţă mare [7,8]. Datorită absorbţiei reduse în apă, ultrasunetele sunt utilizate în comunicările subacvatice dintre submarine, înlocuind undele radio, care sunt puternic atenuate de apa marină.

Efectul caloric constă în transformarea unei părţi din energia transportată de ultrasunet în energie internă a mediului de propagare. Energia calorică poate fi generată atât prin intensificarea agitaţiei termice, cât şi din relaxarea cu frecare a unor procese de vibraţie – rotaţie induse de ultrasunet în sistemele atomice componente ale mediului de propagare. În



Scanned with OKEN Scanner

mediile condensate vâscoase, mişcarea relativă a straturilor moleculare are loc cu frecare, astfel încât o parte din energia ultrasunetelor se transformă în lucru mecanic al forţelor de frecare internă, determinând încălzirea mediului.

Legea de atenuare a energiei transportate de ultrasunet, ca urmare a efectului caloric, este de tip exponenţial (relaţiile 86, 87 şi 88, partea I). Coeficientul de absorbţie al ultrasunetelor având valori caracteristice pentru diferite ţesuturi, efectul caloric depinde de natura ţesuturilor. Substanţele caracterizate prin coeficienţi de absorbţie mari, (materialele plastice, bachelita, plexiglasul, osul) se încălzesc sub acţiunea ultrasunetelor. Unele materiale plastice se topesc sau se aprind în câmpul ultrasonor. Spre exemplu, o plăcuţă de plexiglas iradiată timp de 3 minute în câmp ultrasonor de intensitate 2 $W/cm^2$ îşi creşte temperatura cu 40 de grade Celsius. Având coeficienţi de absorbţie mari, materialele plastice nu pot fi utilizate la fabricarea lentilelor ultraacustice.

Reflexia ultrasunetului pe suprafaţele de separaţie este de asemenea răspunzătoare de încălzirea locală a mediului de propagare.

În lichidele omogene, energia termică a ultrasunetului se distribuie uniform, pe când în ţesuturile biologice densitatea



Scanned with OKEN Scanner

de energie este o caracteristică locală, variind de la un strat la altul.

În funcţie de coeficienţii de atenuare ultrasonoră ai ţesuturilor şi de caracteristicile undei ultrasonore, apar efecte termice cu atât mai intense, cu cât energia absorbită este mai mare. De obicei, suprafeţele de separaţie dintre diversele medii biologice sunt caracterizate prin factori de reflexie diferiţi. Valorile impedanţelor acustice ale mediilor aflate în contact determină gradul de penetrare a ultrasunetelor în ţesuturi şi, prin aceasta, efectul lor caloric.

Creşterile locale tranzitorii de temperatură sunt cumulative şi se evidenţiază la intervale scurte de timp, deoarece apa, componenta de bază a ţesuturilor, având conductibilitate termică mare, asigură transportul rapid al energiei calorice de la o zonă la alta în interiorul unui organ, dar şi între organe.

Efectul caloric al ultrasunetelor ar trebui estimat prin doza de ultrasunet absorbită de corpurile supuse iradierii, definită ca fiind egală cu energia absorbită în unitatea de timp de unitatea de volum a corpurilor iradiate. Cum măsurarea „in vivo" a acestei mărimi este practic imposibilă, efectul caloric al ultrasunetelor asupra organelor se apreciază prin energia



Scanned with OKEN Scanner

absorbită de suprafaţa elementară ΔS a ţesutului, într-un interval de timp egal cu unitatea:

$$P = (I_1 - I_2) \cdot \Delta S \qquad (14)$$

În relaţia precedentă, $I_1$ şi $I_2$ sunt intensităţile acustice la intrarea şi la ieşirea din ţesut. Absorbţia ultrasunetelor este guvernată de o lege exponenţială (vezi relaţia 88 din partea I):

$$I_2 = I_1 \exp(-2\alpha \cdot d) \qquad (15)$$

În relaţia (15) $\alpha$ este coeficientul de atenuare a amplitudinii undei ultrasonore, iar $d$ – grosimea stratului de ţesut străbătut de ultrasunet.

$$P = I_1 \Delta S[1 - \exp(-2\alpha \cdot d)] \qquad (16)$$

În (16) puterea $P$ absorbită de un ţesut depinde de frecvenţa ultrasunetului atât prin intermediul intensităţii acustice $I_1$, cât şi prin dependenţa de frecvenţă a coeficientului $\alpha$ de atenuare a amplitudinii. Dacă pentru lichide s-a constatat o dependenţă liniară a puterii absorbite de pătratul frecvenţei ultrasunetului [7-10], la ţesuturile biologice o astfel de legitate nu a fost evidenţiată.

Coeficientul de atenuare a ultrasunetului depinde de natura ţesuturilor biologice, de gradul lor de integritate, de coeficienţii de absorbţie şi de impedanţele acustice ale



Scanned with OKEN Scanner

ţesuturilor. Dependenţa coeficienţilor de absorbţie de frecvenţa ultrasunetelor este atribuită modificărilor induse de procesul de propagare a ultrasunetului în structura vâscoelastică a ţesuturilor.

Cantitatea de căldură absorbită de unitatea de volum este proporţională cu produsul $\alpha I$. Experimental, s-a constatat că încălzirea ţesuturilor este neglijabilă la intensităţi acustice sub 0,1 W/cm$^2$ şi considerabilă pentru intensităţi acustice de peste 2 W/cm$^2$. Dacă $I$ = 100 W/cm$^2$, căldura generată de ultrasunet într-un cm$^3$ de ţesut, în timp de o secundă, este de circa 10 J. Aproximând căldura specifică a ţesutului cu căldura specifică a apei, $c_a$=4200 J/kgK, această energie corespunde unei încălziri a ţesutului cu 2,4 °C pe secundă.

Pentru o frecvenţă dată a ultrasunetului, ţesuturile se încălzesc diferenţiat. Cea mai mare capacitate de încălzire are osul, apoi, în ordine descrescătoare nervii, muşchii, pielea, organele interne şi ţesutul adipos [2]. Cu timpul se stabileşte o stare de echilibru termic, cauzată de modificarea circulaţiei sanguine în ţesuturile încălzite. Astfel, sângele, ţesut cu capacitate calorică mare, este un transportator de căldură cu un important rol în reglarea termică.



Scanned with OKEN Scanner

Căldura degajată de ultrasunet în ţesuturile biologice nu se distribuie în mod egal pe componente. Astfel la limita de separaţie ţesut osos – ţesut muscular, creşterile de temperatură sunt mult accentuate. Se poate afirma că efectul caloric este mai accentuat la suprafeţele de separaţie dintre ţesuturile cu impedanţe acustice mult diferite.

## II.2.3. Efecte chimice

Ultrasunetele pot declanşa sau cataliza reacţii chimice sau biochimice, pot descompune apa în ioni $H^+$ şi $OH^-$, pot modifica structura compuşilor biochimici (proteine, glucide, enzime, vitamine), prin polimerizări şi depolimerizări. La baza efectelor chimice ale ultrasunetelor stă fenomenul cavitaţionar, însoţit de efecte secundare, cum ar fi creşterea locală a temperaturii şi a presiunii ca urmare a formării undei de şoc, descărcările electrice din bulele cavitare, acţiunea luminii ultraviolete din radiaţia emisă la implozia bulelor cavitare.

Amploarea şi viteza modificărilor depind de compoziţia şi structura ţesuturilor, de caracteristicile câmpului ultrasonor (intensitate, frecvenţă, durată de iradiere), de temperatura mediului iradiat precum şi de concentraţia gazelor dizolvate.



Scanned with OKEN Scanner

Ultrasunetele de intensităţi mari pot descompune apa în ioni, după reacţia:

$$H_2O \leftrightarrow HO^- + H^+ \qquad (17)$$

Ionii formaţi pot reacţiona cu diverse substanţe dizolvate în apă. În lipsa oxigenului din apă, ionii $H^+$ şi $OH^-$ se recombină, formând din nou molecule de apă.

Efectul de oxidare indus de ultrasunet a fost explicat prin prezenţa apei oxigenate, care este un oxidant foarte puternic. Apa oxigenată se obţine prin mecanismul chimic ilustrat de formulele (18).

$$\begin{aligned} H^+ + O_2 &\rightarrow HO_2^+ \\ HO_2^+ + HO_2^+ &\rightarrow H_2O_2 + O_2 \end{aligned} \qquad (18)$$

Randamentul de obţinere a apei oxigenate creşte în prezenţa ultrasunetelor.

Produsele reacţiilor de oxidare din bulele de cavitaţie pot provoca reacţii chimice secundare în mediul în care sunt dispersate. Astfel, dacă în apa oxigenată se introduce azot, sub acţiunea ultrasunetelor se pot prepara acidul azotos ($HNO_2$) şi acidul azotic ($HNO_3$). Amoniacul gazos se obţine sub acţiunea ultrasunetelor în apa distilată care conţine molecule de hidrogen şi azot ($H_2$ şi $N_2$).



Scanned with OKEN Scanner

Un alt exemplu cu implicaţii în biologie este influenţa ultrasunetelor asupra reacţiei de eliminare a iodului din soluţia de iodură de potasiu [2]. Dacă soluţia în apă a iodurii de potasiu este saturată în tetraclorură de carbon, reacţia de eliminare a iodului este de 15 ori mai rapidă, decât în absenţa tetraclorurii de carbon. Mecanismul poate fi explicat prin reacţiile (19).

$$\begin{aligned} CCl_4 + H_2O &\rightarrow Cl_2 + 2HCl \\ 2HCl + O &\rightarrow Cl_2 + H_2O \\ Cl_2 + 2KI &\rightarrow 2KCl + I_2 \end{aligned} \qquad (19)$$

Ultrasunetele sunt utilizate la extragerea uleiurilor eterice din citrice, din plante medicinale, la modificarea gustului şi aromei cafelei sau la îmbătrânirea vinurilor ca urmare a proceselor de oxidare.

S-au evidenţiat modificări de formă ale proteinelor însoţite de modificări ale funcţiilor lor [8]. Cel mai important efect al ultrasunetelor este depolimerizarea cauzată de forţele care apar, în special în efectele cavitare. Proteinele se desfac de obicei la nivelul legăturii peptidice, dând o combinaţie carbonilică şi una amidică. Modificările proteinelor sunt dependente de natura lanţurilor polimerice principale şi laterale, dar şi de prezenţa unor gaze dizolvate în suspensiile



Scanned with OKEN Scanner

proteinelor. Să amintim unele modificări evidenţiate de cercetările în domeniu [2]:

**a.** *Ultrasunetele pot rupe macromoleculele în agregate mici.*

Spre exemplu, vâscozitatea şi constanta de sedimentare ale miozinei tratate cu ultrasunete se micşorează, deoarece ultrasunetele rup aceste macromolecule în două agregate cu mase moleculare egale. Şi actimiozina se desface în agregate mai mici sub acţiunea ultrasunetelor, fapt evidenţiat prin scăderea vâscozităţii soluţiilor de actimiozină supuse acţiunii ultrasunetelor în comparaţie cu cea a soluţiilor netratate. Reacţia este favorizată de prezenţa oxigenului dizolvat în soluţie.

În mod uzual, în soluţiile sanguine există o singură fracţie de γ-globulină. După tratare cu ultrasunete, se depistează însă patru fracţii ale γ-globulinei.

**b.** *Ultrasunetul împiedică transformarea fibrinogenului în fibrină.*

Puterea de coagulare a sângelui scade în timpul tratamentului cu ultrasunet.

**c.** *Soluţiile unor proteine (albumină, cazeină, gelatină), dar şi soluţiile unor aminoacizi (tirozină, triptofan,*



Scanned with OKEN Scanner

*cisteină, cistină) iradiate cu ultrasunet prezintă un maxim de absorbţie în domeniul UV al spectrului electronic, la 250-300 nm.*

Acţiunea prelungită a ultrasunetului catalizează oxidarea aminoacizilor (în special a celor aromatici şi alifatici) şi duce la formarea unor peptide cu mase moleculare mici, având caracteristică banda electronică de absorbţie de la 250 la 300 nm.

***d.*** *Acţiunea prelungită a ultrasunetelor distruge legăturile 1,2 din octeţii fructozei cu formare de formaldehidă.*

În câmpul ultrasonor zaharoza suferă hidroliză, devenind un amestec de glucoză şi fructoză. Oxidarea până la acizii organici este evidenţiată de maximul din domeniul UV al spectrului electronic de absorbţie al soluţiilor expuse la acţiunea ultrasunetului.

***e.*** *În câmpul ultrasonor, aminoacizii se oxidează, iar nucleii de porfirină se descompun în bilirubină şi biliverdină.*

Ultrasunetele descompun nucleoproteinele, acizii hialuronic şi condroitin-sulfuric. Glicina este descompusă în amoniac şi acid acetic, iar alanina în etil-alanină şi acid propionic.



Scanned with OKEN Scanner

*f. Ultrasunetele acţionează asupra enzimelor, uneori atenuându-le activitatea, alteori anihilându-le total.*

Efectul depinde de tipul enzimei, de caracteristicile câmpului ultrasonor, de timpul de iradiere şi de natura gazelor dizolvate în soluţiile coloidale. Asupra enzimelor acţionează eficient ultrasunetele de intensitate redusă. Ultrasunetele de intensităţi mari reduc în general activitatea enzimatică, îndeosebi prin alterarea structurii celulare a enzimelor. Aparenta intensificare a acţiunii enzimatice de către ultrasunetele de mare intensitate se poate datora numai transferului de masă între suprafeţele de separaţie, prin membrana peretelui celular, sau în interiorul celulei.

Pepsina, tripsina, tirozina îşi reduc activitatea sub acţiunea ultrasunetului, în special în prezenţa oxigenului, în timp ce catalaza şi ribonucleaza nu-şi modifică activitatea prin ultrasonare, indiferent de natura gazelor dizolvate în soluţie.

Prin efectele biochimice, ultrasunetele pot modifica procesele de difuzie şi metabolismul celular, pot intensifica reacţiile de oxido-reducere şi pot produce efect tixotrop (transformarea izotermă a gelului unui coloid în sol, prin agitaţie vibratorie urmată de revenirea treptată în starea de gel).



Scanned with OKEN Scanner

Astfel, proteina muşchiului, miozina, formează gel cu tixotropie rezistentă.

Sensibilitatea sistemelor biologice la acţiunea ultrasunetelor este determinată de proprietăţile tixotropice ale coloizilor protoplasmei. Parametrul care oferă informaţii asupra gradului de tixotropie este vâscozitatea soluţiilor de biopolimeri, care se modifică o dată cu modificarea masei moleculare şi a suprastructurii macromoleculelor. Ultrasunetele de energie mare pot distruge ireversibil biopolimerii. Spre exemplu, în câmp ultrasonor, dextranul se degradează ireversibil în fragmente cu masă moleculară destul de mare.

S-au constatat modificări semnificative ale vâscozităţii soluţiilor acizilor nucleici, atunci când acestea au fost iradiate cu ultrasunete. Astfel, soluţiile de ADN 2 % în soluţie apoasă de NaCl 0,05N, sub acţiunea ultrasunetului (0,6 MHz, 7 $W/cm^2$, timp de iradiere 60 s) îşi micşorează semnificativ vâscozitatea. Dacă experimentul continuă timp de 25 - 30 minute, vâscozitatea soluţiei scade continuu, după care rămâne constantă timp îndelungat. Modificările de vâscozitate sunt induse de desfacerea lanţurilor polinucleotidice, ultrasunetul provocând ruperea spiralei de ADN. Descompunerea ADN este ireversibilă. Scindarea macromoleculei de ADN este indicată şi



Scanned with OKEN Scanner

de modificările puse în evidenţă în spectrele electronice de absorbţie ale soluţiilor acestuia. După iradiere cu ultrasunet (vezi Fig. 1), apar modificări în domeniul spectral 250 – 280 nm, unde acidul nucleic are un maxim de absorbţie [2,8].

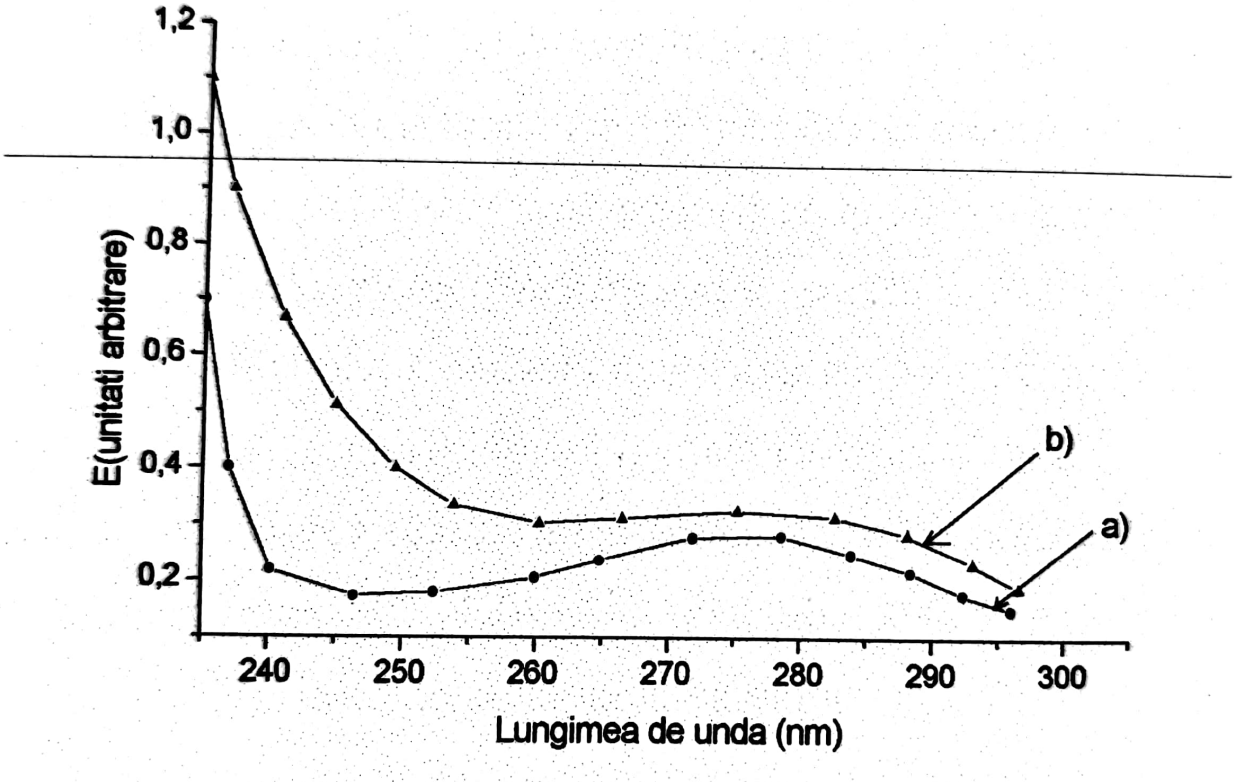



***Fig. 1 Coeficientul de extincţie al pepsinei: a) soluţie 2% pepsină în apă în prezenţa hidrogenului molecular; b) soluţie 2% pepsină în apă în prezenţa aerului***

Microscopia electronică a evidenţiat schimbări de structură în configuraţia nativă a ADN, pe când spectrele de absorbţie IR, precum şi spectrele RMN arată că în fragmentele



Scanned with OKEN Scanner

de scindare legăturile de hidrogen se păstrează şi după ultrasonare.

Ultrasunetele pot accelera hidroliza, cristalizarea, pot intensifica procesele de polimerizare, dar pot şi depolimeriza substanţa biologică.

Un efect chimic de importanţă vitală este modificarea permeabilităţii membranelor. Ultrasunetul modifică permeabilitatea membranelor artificiale şi biologice, accelerând difuzia ionilor în acestea. Din acest motiv, ultrasunetul este utilizat la introducerea în organismul uman, prin tegumente, a unor substanţe nebiologice, cum ar fi histamina sau ionii de clor. Cercetările [8, 11-13] arată că în inima de broască supusă acţiunii ultrasunetului difuzia ionilor de potasiu se accentuează.

Hematia umană pierde ionii de potasiu dacă este iradiată cu ultrasunet. Ultrasunetul poate modifica respiraţia celulară şi asimilaţia.

Efectele biochimice ale ultrasunetelor depind de natura mediilor biologice, de caracteristicile câmpului ultrasonor, de durata de iradiere. În terapia îndelungată cu ultrasunete trebuie utilizate numai ultrasunete de intensitate mică, deoarece ultrasunetele de intensitate mare modifică pH-ul sângelui, provocând acidoza.



Scanned with OKEN Scanner

În timpul iradierii cu ultrasunet s-au evidenţiat modificări ale biomacromoleculelor, prin procese de oxidare – reducere, dar şi de polimerizare – depolimerizare. Viteza acestor procese depinde de caracteristicile structurale ale biomacromoleculelor, de natura solvenţilor utilizaţi, precum şi de natura gazelor dizolvate în ţesuturi sau în soluţiile analizate.

## II.2.4. Efecte optice

Traversate de ultrasunete de intensităţi mari, care declanşează fenomenul de cavitaţie, lichidele pot emite semnale luminoase de intensitate redusă şi de durată foarte scurtă, în domeniile vizibil şi ultraviolet apropiat. Spectrul radiaţiilor emise seamănă cu spectrul emis de corpurile negre având temperaturi între 6.000 K şi 10.000 K. Fenomenul se numeşte sonoluminiscenţă. Intensitatea şi durata semnalelor emise depind atât de caracteristicile mediului de propagare (densitate, vâscozitate, temperatură), cât şi de parametrii undei ultrasonore (frecvenţă, intensitate).

Se consideră că sonoluminiscenţa ar putea fi produsă de:

- descărcările electrice microscopice din interiorul bulelor de cavitaţie;



Scanned with OKEN Scanner

- recombinările chimice din bulele cavitare;
- incandescenţa gazelor din bula de cavitaţie.

Gazele dizolvate în lichidul supus ultrasonării influenţează intensitatea sonoluminiscenţei şi mai ales compoziţia spectrală a radiaţiilor optice emise.

Deoarece ultrasunetul se propagă în mediu prin variaţii periodice ale presiunii, el modifică periodic densitatea straturilor de lichid, ceea ce determină variaţia periodică a indicelui de refracţie al luminii. De aceea, lichidele prin care se propagă o undă ultrasonoră, se comportă ca o reţea de difracţie de fază faţă de radiaţiile luminoase care se propagă pe direcţie perpendiculară la direcţia de propagare a undei ultrasonore longitudinale.

## II.2.5. Efectul electric

Procesele care însoţesc cavitaţia ultrasonoră [1-4] produc aglomerări de ioni în mediul iradiat, însoţite de apariţia unor diferenţe de potenţial între diferitele zone ale câmpului ultrasonor. Potenţialul electric atinge valori de ordinul de mărime al microvolţilor. Tensiunea electrică rezultantă este proporţională cu intensitatea undei ultrasonore.



Scanned with OKEN Scanner

Efectele electrice sunt accentuate în regim de propagare cavitaţionar. Frenkel a studiat bulele cavitaţionare sub formă lenticulară. Acestea conţin pe feţele interioare opuse ioni de semne contrare, ceea ce determină asimilarea lor cu un condensator în interiorul căruia, intensitatea câmpului electric atinge valori mari:

$$E = \frac{4e}{r}\sqrt{Nd} \qquad (20)$$

Intensitatea $E$ a câmpului electric în interiorul acestui condensator depinde de raza $r$ a bulei cavitare rezonante, de distanţa $d$ dintre feţele interioare ale lentilei, precum şi de numărul $N$ de ioni din interiorul bulei cavitare.

În conformitate cu calculele lui Frenkel, citat în [5], pentru o densitate de ioni $N = 10^{18}$ particule/cm$^3$, $r = 510^{-8}$ cm, $d = 10^{-4}$ cm, se obţine $E = 600$ V/cm. Asemenea intensităţi de câmp electric determină descărcări electrice în stratul de gaz din interiorul bulei de cavitaţie şi străpungerea condensatorului. Apariţia scânteilor în interiorul bulelor şi fenomenele luminiscente sunt adesea observabile cu ochiul liber, în timpul propagării ultrasunetelor intense prin lichide.

Sub acţiunea ultrasunetelor, la suprafaţa de separaţie solid-lichid, ca urmare a deplasării stratului dublu electric, se



Scanned with OKEN Scanner

produc tensiuni electrice alternative, proporţionale cu intensitatea ultrasunetului. Efectul este utilizat la măsurarea intensităţii câmpului ultrasonor.

În soluţiile de electroliţi, conţinând ioni de diferite mărimi, ca urmare a efectului de separare produs prin propagarea ultrasunetului, apare o variaţie periodică a distanţei dintre ionii de diferite mase şi, în consecinţă, un câmp electric alternativ, cu frecvenţa egală cu cea a ultrasunetului. Fenomenul influenţează conductibilitatea soluţiei.

## II.2.6. Efecte biologice

Incă de la primele experimente cu ultrasunete de putere mare (P. Langevin) s-au constatat atât influenţe asupra omului (modificarea culorii mâinilor expuse la ultrasunet), cât şi asupra peştilor din apa râului (Sena). După studii sistematice s-a ajuns la concluzia că undele ultrasonore au influenţe atât benefice cât şi dăunătoare asupra microorganismelor, dar şi asupra organismelor evoluate [11-13].

Spre deosebire de sunete, ultrasunetele au frecvenţe mult mai mari şi transportă energii mari, ceea ce le conferă efecte biologice importante. Mecanismele prin care ultrasunetele influenţează organismele vii nu pot fi întotdeauna



Scanned with OKEN Scanner

explicate prin acţiuni directe (mecanice, chimice sau de cavitaţie), uneori acestea sunt determinate de o serie de procese biochimice declanşate îndirect. În câmpul ultrasonor acţionează forţe capabile să producă [14-16]:

- întreruperea reversibilă a unor funcţii fiziologice;
- distrugerea membranei celulare sau a componentelor intracelulare cu degradarea biomoleculelor.

Sensibilitatea organismelor la ultrasunet, sub pragul de cavitaţie, poate fi evidenţiată printr-o serie de modificări [3,8] cum ar fi:

- alterarea reversibilă a mitocondriilor prin creşterea volumului şi întreruperea cristelor acestora;
- modificarea numărului de lizozomi din ţesutul hepatic, fapt care determină schimbări în metabolismul celular;
- modificarea vitezei de dializă prin membranele semipermeabile sub acţiunea ultrasunetelor cu frecvenţe între 20 kHz şi1 MHz;
- întârzierea diviziunii celulare a ouălor iniţial fertilizate;
- scăderea reversibilă a numărului de granule de glicogen din celule.

Iradiat cu ultrasunete ($f$ = 1 MHz, $I$ = 3 W/cm$^2$, durata



Scanned with OKEN Scanner

de iradiere 1 ms), tendonul ahilian de broască în soluţie acumulează apă, fapt explicat prin modificarea capacităţii de întindere a tendonului în procesele izotermice, legată de starea fizico-chimică a colagenului şi de transformările suferite de acizii hialuronic şi condroitinsulfuric sub acţiunea ultrasunetului. Sensibilitatea colagenului rezultă din datele Tabelului 1 [3].

***Tabel 1 – Modificări ale puterii rotatorii, vâscozităţii şi masei moleculare în soluţiile de colagen iradiate cu ultrasunet***

| Nr. | Durata de iradiere (s) | $[\alpha]$ grad/dm | $\eta$ (poise) | $10^{-3}$ Masa moleculară |
|---|---|---|---|---|
| 1 | 0 | 415 | 12,5 | 374 |
| 2 | 10 | 410 | 10,75 | 336 |
| 3 | 40 | 420 | 8,65 | 297 |
| 4 | 80 | - | 6,25 | 251 |
| 5 | 120 | 407 | 4,95 | 217 |
| 6 | 180 | 392 | 1,00 | 192 |
| 7 | 240 | 398 | 3,25 | 170 |
| 8 | 360 | 390 | 2,45 | 149 |



Scanned with OKEN Scanner

Scăderea masei moleculare şi a vâscozităţii soluţiilor de colagen indică ruperea lanţului polipeptidic. Valorile destul de apropiate ale puterii rotatorii indică însă păstrarea formei native spiralate a macromoleculei în fragmentele rezultate prin scindare.

În câmpul ultrasonor apar forţe capabile să producă întreruperea reversibilă a unor funcţii fiziologice sau chiar distrugerea membranei celulare, sau a componentelor intracelulare cu degradarea biomoleculelor.

Dacă ultrasunetele produc cavitaţie, efectele lor se accentuează. Ultrasunetele care produc procese de cavitaţie tranzitorie, perturbă procesele oxidative ale mitocondriilor fără a degrada membrana acestora, pe când cele care produc cavitaţie stabilă dezintegrează şi membrana mitocondriilor.

Ultrasunetele de intensitate mare au efecte distructive asupra microorganismelor (viruşi, parameci, bacterii cum ar fi stafilococii sau bacteria febrei tifoide) producând la început mişcări agitate în colonia de microorganisme, apoi încetinirea mişcărilor şi moartea lor. Acest efect este utilizat în instalaţiile de curăţire şi strerilizare a aparaturii chirurgicale, unde efectul biologic este accentuat prin efecte mecanice (ultrasunetele dizolvă impurităţi ca sânge, grăsimi, microorganisme, praf,



Scanned with OKEN Scanner

aşchii) şi chimice (catalizează producerea oxigenului şi a apei oxigenate din apă). Moartea coloniilor de bacterii este facilitată şi de prezenţa oxigenului în câmpul de propagare al ultrasunetelor prin apă. De cele mai multe ori efectul sterilizant al ultrasunetelor este crescut prin adăugare de sterilizanţi chimici.

Măsurarea numărului actual de bacterii şi a timpului de iradiere cu ultrasunet au arătat că variaţia numărului de microorganisme aflate în viaţă, $\Delta n$ este direct proporţională cu numărul actual şi cu durata de iradiere $\Delta t$:

$$\Delta n = -k \cdot n \cdot \Delta t \qquad (21)$$

$k$ este o constantă, iar semnul minus indică scăderea numărului de microorganisme o dată cu creşterea intervalului de iradiere. Numărul de microorganisme aflate în viaţă la momentul $t$ a fost notat cu $n$. Relaţia (21) permite calcularea scăderii relative a numărului de microorganisme după un interval de timp $\Delta t$ de expunere la ultrasunet intens.

$$\frac{\Delta n}{n} = -k \cdot \Delta t \qquad (22)$$

Integrarea relaţiei (22) arată că descreşterea numărului de bacterii este exponenţială.



Scanned with OKEN Scanner

$$n = n_0 \cdot e^{-k \cdot t} \qquad (23)$$

Efectul biologic distructiv al ultrasunetelor a fost interpretat prin capacitatea lor de a rupe membrana celulară (prin presiunile mari pe care le creează) şi de a facilita scurgerea lichidului citoplasmatic. Acest efect a fost utilizat şi la obţinerea citoplasmei din diferite celule de microorganisme în vederea analizei acesteia.

Au fost publicate şi rezultate care indică efectul distructiv al ultrasunetelor asupra unor plante. Ultrasunetele de intensităţi mari au efect fungicid (asupra drojdiei de bere, mucegaiurilor). Sub acţiunea ultrasunetului, protoplasma se dezlipeşte de membrană şi execută o mişcare turbulentă, apoi celulele vegetale sunt distruse în fracţiuni de secundă, prin ruperea membranelor lor. Efectul chimic de producere a acidului carbonic în celulele vegetale favorizează acţiunea letală a ultrasunetelor asupra plantelor şi ciupercilor.

Ultrasunetele de energie mică şi moderată, au din contră un efect biopozitiv, prin faptul că asigură creşterea vitezei de înmulţire a microorganismelor. Accelerarea înmulţirii a fost explicată prin facilitarea divizării membranei celulelor aflate în



Scanned with OKEN Scanner

faza de predivizare. Coloniile de stafilococi şi-au accelerat înmulţirea în prezenţa ultrasunetelor de intensitate mică.

Cercetările de microscopie optică au arătat că în momentul iradierii, protoplasma celulei execută o mişcare circulară. După încetarea iradierii, celula îşi restabileşte forma şi funcţia iniţială, numai dacă a fost iradiată cu ultrasunet de joasă energie (sub 0,2 $W/cm^2$). Ultrasunetul poate creşte rezistenţa microorganismelor la iradiere. Astfel, creşterea rezistenţei paramecilor la iradiere cu ultrasunet, în funcţie de vârstă şi de parametrii câmpului ultrasonor, a fost explicată prin anumite modificări sesizate în membrana celulară a acestora.

Ultrasunetele acţionează şi asupra vieţuitoarelor. Animalele mici nu reacţionează la acţiunea ultrasunetului în primele secunde de iradiere, apoi execută mişcări haotice, care devin din ce în ce mai lente, după care animalul moare. S-a constatat că ultrasunetele intense, de peste 0,2 $W/cm^2$, provoacă hemoragii la peşti, paralizează membrele inferioare ale broaştelor, lezează sistemul nervos al animalelor mici (şoricei, şobolani). S-au determinat modificări ale ritmului cardiac sau/şi modificarea amplitudinii contracţiilor inimii.



Scanned with OKEN Scanner

Studierea influenţei ultrasunetelor de 0,2 W/cm$^2$ şi frecvenţe de 0,8 MHz, asupra unor peştişori a indicat următoarele faze [2,13]: la iradieri de până la 5 secunde peştişorii nu reacţionează, după 10 secunde devin neliniştiţi, iar după 20 de secunde îşi încetinesc mişcările, au o respiraţie greoaie şi prezintă o uşoară paralizie. După 30 de secunde de iradiere cu ultrasunet peştişorii îşi pierd echilibrul, iar după un minut mor. Numai pentru iradieri cu durate mai mici decât o jumătate de minut, la câteva minute după încetarea acţiunii ultrasunetului, comportarea peştişorilor a revenit normală.

Un greiere moare după 2 minute de iradiere cu ultrasunete, iar un şoarece alb după 5 minute. Moartea vieţuitoarelor supuse acţiunii ultrasunetelor a fost explicată prin variaţiile mari de presiune şi temperatură create, dar şi prin efectele de cavitaţie.

Efectele nocive ale ultrasunetelor asupra micilor vieţuitoare au fost studiate şi pe loturi de şobolani, constatându-se modificări ale ţesutului cutanat cu o pronunţată degranulare a mastocitelor, modificări în compoziţia sângelui, necroză masivă a celulelor spermatogene, tulburări în formarea hormonilor. Sub acţiunea unui câmp ultrasonor de 20 kHz şi de intensitate 3 W/cm$^2$, şoriceii au murit după primele 3 minute de



Scanned with OKEN Scanner

iradiere. Ultrasunetele de 20 – 100 kHz au efecte distructive şi asupra insectelor (în special asupra ţânţarilor).

A fost îndelung cercetată şi acţiunea ultrasunetului asupra organismului uman, relevându-se efecte distructive ale ultrasunetelor de înaltă frecvenţă şi energie mare, dar şi efecte benefice ale ultrasunetelor de frecvenţe care nu depăşesc câţiva MHz şi transportă energii sub 0,2 $W/cm^2$. La oamenii supuşi timp îndelungat iradierii cu ultrasunete au apărut leziuni cutanate.

Ultrasunetele de energii mari produc hemoliza coloniilor de hematii umane. Distrugerea globulelor roşii ar putea fi explicată prin variaţiile mari de presiune din câmpul ultrasonor. La Universitatea Babeş Bolyai din Cluj, unde cercetările au fost iniţiate de regretatul profesor universitar Ausländer, a fost studiat fenomenul de interacţiune dintre ultrasunet şi eritrocite, stabilindu-se faptul că unele animale au eritrocite mai rezistente la acţiunea ultrasunetului (găina, broasca), iar altele au eritrocite foarte sensibile la ultrasunet (peştele, şobolanul). Amploarea efectului hemolizant al ultrasunetelor este influenţată de concentraţia hematiilor în suspensiile analizate. Rezistenţa hematiilor precum şi capacitatea lor de a transporta oxigen cresc dacă acestea sunt



Scanned with OKEN Scanner

iradiate cu ultrasunete de energie mică, concomitent cu scăderea capacităţii de sedimentare.

Ultrasunetele de intensitate mare perturbă circulaţia sângelui în ficat, producând leziuni ale ţesutului hepatic [14,16]. La animalele iradiate cu ultrasunete de intensitate mare, s-a constatat diminuarea circulaţiei sanguine prin ficat. După perioade de iradiere care depăşesc câteva minute, ficatul îşi schimbă culoarea şi temperatura.

În doze mari, ultrasunetele afectează circulaţia cardiacă modificând activitatea bioelectrică a inimii (se constată modificări ale electrocardiogramei).

Ultrasunetele afectează şi celula nervoasă [16], care după iradiere nu mai poate conduce influxul nervos, blocând legătura dintre sistemul nervos şi organul pe care îl coordonează. Blocarea poate fi numai temporară, sau chiar definitivă, dacă intensitatea ultrasunetelor este foarte mare sau dacă durata de iradiere depăşeşte o anumită valoare. Creierul iradiat are aspectul unui creier după o comoţie cerebrală. Au fost evidenţiate modificări funcţionale şi structurale asupra sistemului neural iradiat cu ultrasunete. Leziunile vaselor care alimentează creierul cu sânge pot determina paralizii locale, prin blocaje nervoase.



Scanned with OKEN Scanner

Prin creşterile de temperatură pe care le induc, ultrasunetele de frecvenţe şi energii mari determină blocaje ale nervilor, urmate de paralizii, cu atât mai grave cu cât staţionarea în câmp ultrasonor este mai îndelungată. Prin vibraţiile induse, ultrasunetele cu frecvenţe mari pot micşora secţiunea vaselor sanguine, provocând deficienţe în irigarea unor ţesuturi. Este binecunoscută boala mâinilor albe la oamenii care au lucrat timp îndelungat în câmp ultrasonor. A fost evidenţiat efectul nociv cumulativ al ultrasunetelor, chiar pentru perioade de iradiere sub 5 minute, explicat prin creşteri locale de temperatură [12,13].

Ultrasunetele de joasă frecvenţă pot deregla sistemul neuro-vegetativ, afectând funcţiile glandelor hipofiză, tiroidă, suprarenale, sexuale. Ultrasunetele afectează aparatul vestibular şi sistemul cardio-vascular.

Acţionând asupra sistemului nervos şi accentuând circulaţia în organele pe care sunt focalizate, ultrasunetele pot calma durerile sau pot induce anestezierea unui organ numai în timpul iradierii sau pentru o perioadă îndelungată (de ordinul lunilor). Ultrasunetele cu frecvenţe în domeniile 16 – 25 kHz şi intensităţi de 111-130 dB pot provoca şi acţiuni globale asupra sistemului nervos central şi asupra întregului organism,



Scanned with OKEN Scanner

inducând astenie, halucinaţii, senzaţie de frică, de foame exagerată, de inapetenţă, sau senzaţie de imponderabilitate.

Ultrasunetele de intensitate redusă produc senzaţii de dezechilibru, indispoziţie şi oboseală accentuată. Cele de 115 dB şi frecvenţe 16-20 kHz produc senzaţii de blocaj auditiv, asemănătoare cu cea indusă de scăderea de presiune atmosferică, la mari înălţimi. Ultrasunetele cu frecvenţe de până la 100 KHz lezează aparatul auditiv. Extremităţile se răcesc, apare o transpiraţie abundentă şi o paliditate accentuată.

Ultrasunetele de joasă frecvenţă acţionează în special asupra părţilor neacoperite ale corpului. Ele pot produce :

- modificări ale glicemiei
- proteinurie circulatorie;
- saturare vitaminică a organismului. Mai mult de jumătate din subiecţii supuşi acţiunii ultrasunetelor de joasă frecvenţă prezintă hipoglicemie. Se recomandă provocarea hiperglicemiei prin consum de glucoză.

Persoanelor care lucrează timp îndelungat în atmosferă de ultrasunet, li se încălzesc mâinile. Se constată asimetria termică, care dispare o dată cu întreruperea sursei de ultrasunete. S-a constatat o sensibilitate crescută la factorii nocivi a persoanelor supuse timp îndelungat la acţiunea



Scanned with OKEN Scanner

ultrasunetelor. Electroencefalograma persoanelor care lucrează în câmp ultrasonor mai mult de un an prezintă modificări. Şi examenul electrocardiografic a evidenţiat modificări de ritm cardiac, cu micşorarea frecvenţei cardiace către sfârşitul zilei de muncă.

Am insistat asupra efectelor dăunătoare ale ultrasunetelor, deoarece cunoaşterea acestora ne obligă şi la iniţierea unor măsuri de protecţie corespunzătoare. Pentru o corectă şi cât mai puţin primejdioasă utilizare a ultrasunetelor, sunt necesare măsuri de absorbţie a acestora prin căptuşirea încăperilor şi capitonarea generatoarelor de ultrasunet cu plăci fonoabsorbante. Ultrasunetele se pot reflecta de pereţi, astfel încât dacă nu se asigură absorbţia lor încă de la generator, pot produce, prin interferenţă, în urma unor reflexii multiple, câmpuri foarte puternice, deosebit de nocive. Încăperile în care se lucrează cu ultrasunete trebuie să aibă o ventilaţie corespunzătoare, pentru a fi eliminate gazele ionice care pot să apară prin fenomenul de cavitaţie. Persoanele care lucrează direct cu generatoarele de ultrasunet trebuie să poarte ochelari de protecţie. Se recomandă limitarea perioadelor de staţionare în câmpuri ultrasonore, chiar dacă acestea nu transportă energii foarte mari, deoarece s-a emis ipoteza că efectele biologice ale



Scanned with OKEN Scanner

ultrasunetelor nu sunt direct proporţionale cu energia transportată.

Prin efectul lor mecanic, ultrasunetele pot dizolva depunerile de calciu de la nivelul încheieturilor, micşorând sau anulând durerile reumatice, dar pot dizolva şi calculi renali sau biliari, dacă acţionează câteva minute şi transportă energii mai mari de 2 $W/cm^2$. Energiile ultrasonore mari pot distruge şi ţesuturile vecine. În prezent există microtraductoare care pot fi dirijate prin vasele mari de sânge până la organul cu litiază unde emit ultrasunetele necesare dizolvării acestora.

Ultrasunetele dirijate şi bine focalizate pot distruge unele porţiuni ale ţesutului bolnav, fără a modifica integritatea ţesuturilor vecine. Ele pot stimula sau inhiba activitatea celulelor organismelor vii. Intensitatea şi frecvenţa ultrasunetelor folosite pentru tratament şi diagnostic trebuie bine dozate, pentru a nu produce modificări ireversibile ale unor ţesuturi sau organe.

Folosirea ultrasunetelor în diagnoză se bazează pe principiile defectoscopiei industriale. Deosebirile dintre impedanţele acustice ale diverselor organe, care determină atenuări diferite ale undelor ultrasonore în procesele de reflexie la suprafeţele lor de separaţie, permit vizualizarea organelor



Scanned with OKEN Scanner

moi, a tumorilor sau a corpurilor străine din organism. Semnalul ultrasonor reflectat de suprafaţa de separaţie este recepţionat, amplificat şi prelucrat încât permite un diagnostic precis. Comparativ cu diagnosticul bazat pe utilizarea radiaţiilor X, diagnosticul pe bază de ultrasunet este mai puţin nociv şi nu are efecte cumulative. În plus, pentru vizualizarea organelor interne moi, în roentgenografie se folosesc substanţe de contrast, care nu sunt foarte bine tolerate de pacienţi.

În prezent ultrasonografia se foloseşte pe scară largă în diagnostic şi tratament în diverse domenii ale medicinii, oftalmologie, cardiologie, afecţiuni hepatice, biliare, tumori ale organelor moi, vizualizarea foetusului, depistarea sarcinilor gemenare, a sexului fătului înainte de a se naşte.

Metoda ecografică nu este traumatică, poate fi repetată ori de câte ori, este suportată uşor de bolnavi şi, coroborată cu alte metode, permite un diagnostic foarte precis. În tratamentul cu ultrasunete au fost obţinute de asemenea rezultate remarcabile, mai ales în ameliorarea durerilor şi sfărâmarea unor calculi renali.



Scanned with OKEN Scanner

# II.3. Propagarea ultrasunetelor în ţesuturi biologice

Pentru utilizarea eficientă a ultrasunetelor în medicină, este necesară cunoaşterea mecanismului de propagare a lor în mediile biologice, evaluarea principalilor parametri fizici implicaţi în propagare şi a efectelor asupra substanţei vii.

În mediile biologice moi, ultrasunetele se propagă ca unde longitudinale [1], pe când în oase, copite, lemn, apar şi unde transversale. Procesul de propagare al ultrasunetelor prin medii biologice poate fi considerat ca un proces adiabatic. În astfel de procese, viteza de propagare $u$ a undei mecanice depinde de densitatea mediului $\rho$ şi de coeficientul de compresibilitate adiabatică $\beta$ după cum rezultă din relaţiile 40, 41 şi 42 din partea I.

$$\beta = -\frac{1}{V}\frac{\partial V}{\partial P}; \beta = \frac{1}{u^2 \rho} \qquad (24)$$

Viteza ultrasunetelor în mediile biologice depinde de factorii care influenţează densitatea ţesuturilor, cum ar fi concentraţia lichidelor biologice care le compun, sau presiunea externă.



Scanned with OKEN Scanner

## II.3. Propagarea ultrasunetelor în ţesuturi biologice

Temperatura s-a dovedit a fi un factor care influenţează de asemenea viteza de propagare a ultrasunetelor în mediile biologice. Dependenţa de temperatură a vitezei de propagare a ultrasunetelor în medii biologice *u(t)* a fost exprimată [2,9] prin formula

$$u(t) = u_m - 0{,}0245(t_m - t)^2 \qquad (25)$$

unde $u_m$ reprezintă viteza maximă de propagare într-un mediu biologic dat, măsurată la temperatura $t_m$.

Vitezele de propagare la temperatura 24°C şi impedanţele acustice $Z$ (g/cm$^2$/s), definite prin relaţia

$$Z = u\rho \qquad (26)$$

au valorile listate după Schmitt şi Brawn, citaţi în [8], în Tabelul 2.

Viteza de propagare a ultrasunetelor în medii biologice descreşte cu creşterea temperaturii, după cum rezultă din datele Tabelului 3. Datele din acest tabel indică dependenţe liniare între viteza ultrasunetului în apă şi viteza în mediile biologice studiate. Aceste dependenţe au pante diferite de unitate, ceea ce indică valori diferite ale impedanţelor acustice ale apei, sângelui de şobolan şi ficatului de vită.



Scanned with OKEN Scanner

Dependenţa vitezei de temperatură (Fig. 2) poate fi exprimată în toate trei cazurile analizate printr-o funcţie polinomială de gradul 2 de forma [9]:

$$u(t) = at^2 + bt + u_0 \qquad (25')$$

cu coeficienţii $a$, $b$ şi $u_0$ şi coeficientul de corelare R listaţi în Tabelul 4.

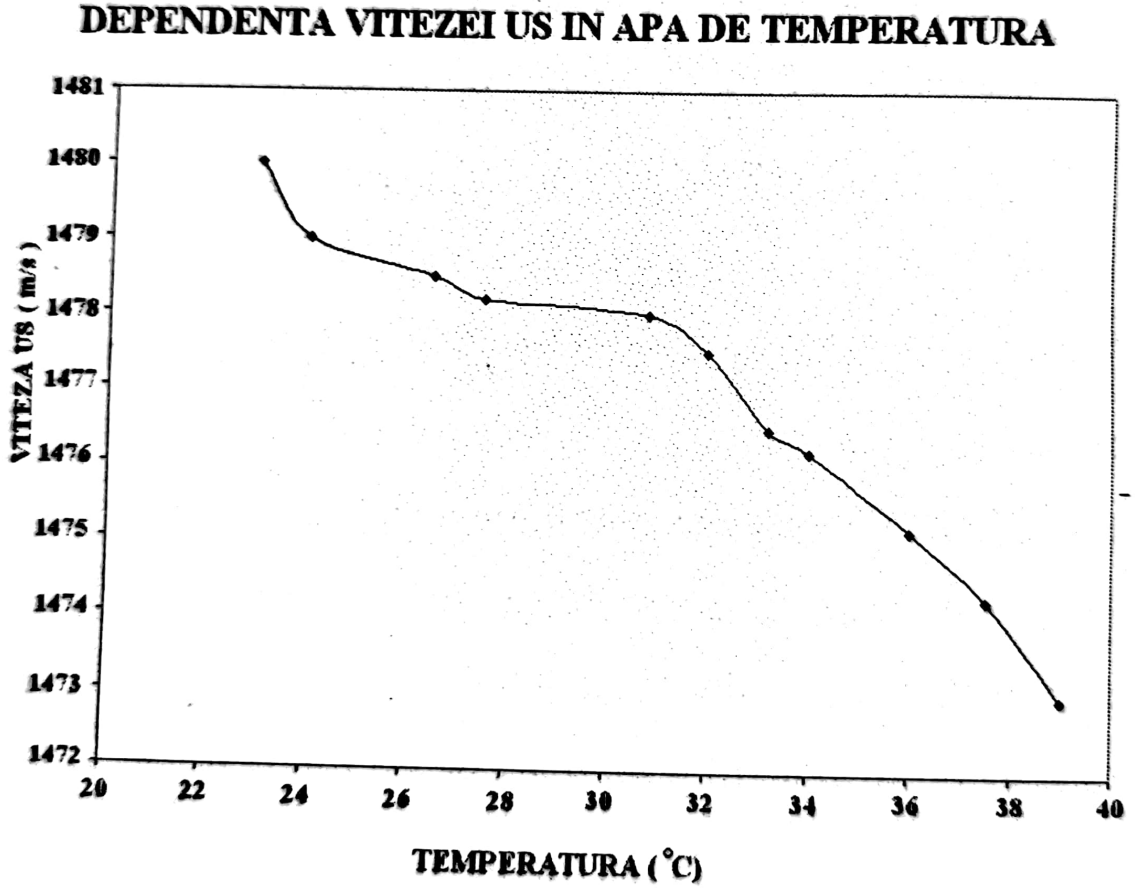



***Fig. 2 Dependenţa vitezei de propagare a ultrasunetului în apă în funcţie de temperatură [9]***



Scanned with OKEN Scanner

***Tabel 2 – Viteza de propagare a ultrasunetului și impedanța unor medii biologice***

| Nr. | Mediul | Impedanța acustică ($g/cm^2/s$) | Viteza de propagare (m/s) |
|---|---|---|---|
| 1 | Apa | 1,48 | 1480 |
| 2 | Sânge | 1,64 | 1547 |
| 3 | Creier | 1,56 | 1514 |
| 4 | Mușchi | 1,63 | 1567 |
| 5 | Colagen | 1,68 | 1680 |
| 6 | Țesut moale | 1,55 | 1550 |
| 7 | Os compact | 6,9 | 3550 |
| 8 | Dentină | 8,0±0,4 | 3600±200 |
| 9 | Smalț | 17,1±0,7 | 5800±200 |

Datele Tabelelor 3 și 4, permit obținerea valorilor extreme $u_{max}$ pentru viteza ultrasunetului la temperatura $t_{max}$, după cum rezultă din Tabelul 5. Se observă că valorile extreme ale vitezei ultrasunetului se obțin la temperaturi mici $t_{max} \in [22,02;\ 23,20]^0C$. O dată cu creșterea temperaturii, se constată [9] scăderea vitezei de propagare a ultrasunetului în mediile biologice.



Scanned with OKEN Scanner

***Tabel 3 – Viteza ultrasunetului cu frecvenţa de 1 MHz în diferite medii biologice în funcţie de temperatură [9]***

| Nr. | Temperatura (°C) | Viteza ultrasunetului (m/s) | | |
|---|---|---|---|---|
| | | *Apă* | *Sânge de şobolan* | *Ficat de vită* |
| 1 | 23,0 | 1480,0 | 1547,2 | 1598,0 |
| 2 | 24,0 | 1479,0 | 1547,0 | 1597,9 |
| 3 | 26,5 | 1478,5 | 1546,8 | 1597,8 |
| 4 | 27,5 | 1478,2 | 1546,5 | 1597,2 |
| 5 | 30,8 | 1477,5 | 1545,9 | 1596,8 |
| 6 | 32,0 | 1477,0 | 1545,8 | 1596,7 |
| 7 | 33,2 | 1476,5 | 1545,0 | 1596,0 |
| 8 | 34,0 | 1476,2 | 1544,2 | 1595,8 |
| 9 | 36,0 | 1475,2 | 1544,0 | 1594,7 |
| 10 | 37,5 | 1474,3 | 1542,7 | 1594,2 |
| 11 | 39,0 | 1473,0 | 1541,0 | 1592,0 |

***Tabel 4 – Coeficienţii regresiei polinomiale (25')***

| Nr. | Lichid | a | b | $u_0$ | R |
|---|---|---|---|---|---|
| 1 | Apă | -0,0229 | 1,0627 | 1466,8 | 0,9978 |
| 2 | Sânge de şobolan | -0,0211 | 0,9533 | 1536,5 | 0,9931 |
| 3 | Ficat de vită | -0,0161 | 0,7091 | 1590,2 | 0,9920 |



Scanned with OKEN Scanner

***Tabel 5 – Valorile maxime ale vitezei și temperaturile corespunzătoare***

| Nr. | Lichid | $T_{max}$ (°C) | $u_{max}$ (m/s) |
|---|---|---|---|
| 1 | Apă | 23,20 | 1479,13 |
| 2 | Sânge de șobolan | 22,59 | 1547,27 |
| 3 | Ficat de vită | 22,02 | 1598,08 |

După cum rezultă din tabelele precedente, viteza ultrasunetului este mai mare în ficatul de vită în comparație cu sângele de șobolan și mult mai mică în apă.

In Tabelul 6 sunt date o serie de valori pentru viteza de propagare, impedanța acustică $Z$, coeficienții de absorbție și distanța pe care intensitatea ultrasunetului scade la jumătate, valori care atestă dependența acestor mărimi de proveniența țesuturilor biologice [17-21].

Fenomenele care au loc în procesul de propagare prin țesuturi (absorbție, împrăștiere pe neomogenitățile mediilor biologice) sau la suprafețele de separație dintre țesuturi (reflexie, refracție, împrăștiere), produc modificarea energiei câmpului ultrasonor [17-20].



Scanned with OKEN Scanner

***Tabel 6 – Parametrii ultrasunetului în ficatul unor mamifere. În ultima coloană sunt referinţe bibliografice pentru măsurători similare***

| Specia | $f$ (Hz) | $u$(m/s) | $\alpha$ (cm$^{-1}$) | $10^{-5}$ $Z$ (g/cm$^2$/s) | $d_{1/2}$ (cm) | Referinţe |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Om | 1 | 1553 | 0,15 | 1,65 | 2,4 | [17] |
| ρ=1,069 | 3 | 1560 | 0,23 | 1,65 | 1,5 | [18] |
| (g/cm$^3$) | 2,4 | 1570 | 0,62 | | 0,6 | [19] |
| | 4,5 | 1582 | 1,4 | | 0,18 | [19] |
| Câine | 4 | 1580 | 0,18 | 1,72 | 1,9 | [20] |
| ρ=1,06 | 1 | 1560 | 0,16 | 1,71 | 2,1 | |
| (g/cm$^3$) | 4,12 | 1580 | 0,17 | 1,72 | 2,0 | [20] |
| | 1,8 | 1571 | 0,17 | 1,71 | 2,0 | |
| | 2 | 1575 | 0,17 | 1,71 | 2,0 | |
| Porc | 1,8 | 1585 | - | 1,72 | - | [20] |
| ρ=1,062 | 1 | 1575 | 0,17 | 1,71 | 2,0 | |
| (g/cm$^3$) | 2 | 1587 | 0,19 | 1,69 | 1,8 | |
| | 4 | 1595 | 0,20 | 1,69 | 1,7 | |
| Vită | 1,8 | 1590 | 0,2 | 1,69 | 1,7 | [19] |
| ρ=1,061 | 1 | 1582 | 0,2 | 1,67 | 1,7 | [19] |
| (g/cm$^3$) | 2 | 1598 | 0,25 | 1,69 | 1,4 | |
| | 4 | 1590 | 0,22 | 1,68 | 1,6 | |

In Tabelul 7 sunt listaţi coeficienţii de absorbţie ai unor medii biologice, măsuraţi la diferite frecvenţe ale ultrasunetului. Dispersia constatată în valorile coeficientului de absorbţie este o dovadă a existenţei fenomenelor de relaxare în mediile biologice [10, 21-23]. Este de remarcat şi dependenţa



Scanned with OKEN Scanner

coeficienților de absorbție de natura mediilor biologice, care se reflectă în Tabelul 7.

***Tabel 7 – Coeficienți de absorbție a ultrasunetelor de diverse frecvențe în medii biologice***

| Nr. | Frecvența (MHz.) | Mediu biologic | Coeficient absorbție ($cm^{-1}$) |
|---|---|---|---|
| 1 | 0,8 | Mușchi | 0,141 |
| 2 | 0,8 | Grăsime | 0,102 |
| 3 | 800,0 | Mușchi | 0,192 |
| 4 | 2400,0 | Grăsime | 0,472 |
| 5 | 1000,0 | Apă | 0,0003 |
| 6 | 1000,0 | Plasma sanguină | 0,007 |
| 7 | 1000,0 | Sânge | 0,02 |
| 8 | 1000,0 | Mușchi | 0,2-0,5 |
| 9 | 1000,0 | Ficat | 0,17 |
| 10 | 1000,0 | Rinichi | 0,22 |
| 11 | 1000,0 | Grăsime | 0,13 |
| 12 | 1000,0 | Os | 3,2 |



Scanned with OKEN Scanner

Pentru a exprima energia pierdută prin reflexie şi refracţie sunt utilizaţi coeficienţii lui Fresnel ale căror expresii pentru incidenţă normală (vezi paragraful I.3.1) sunt [2,8]:

$$T_r = \left( \frac{\rho_2 u_2 - \rho_1 u_1}{\rho_2 u_2 + \rho_1 u_1} \right)^2 \qquad (27)$$

$$T_t = \frac{4\rho_2 u_2 \rho_1 u_1}{(\rho_2 u_2 + \rho_1 u_1)^2} \qquad (28)$$

În relaţiile (27) şi (28) intervin impedanţele mediilor la a căror suprafaţă de separaţie se produc reflexia şi refracţia. După cum rezultă din (27), dacă mediile aflate în contact au impedanţe acustice egale, nu există unda reflectată şi întreaga energie a fasciculului ultrasonor primar se transmite celui de al doilea mediu.

Coeficienţii de reflexie cresc cu creşterea diferenţei dintre impedanţele acustice. Deoarece impedanţa acustică a aerului este neglijabilă, din cauza densităţii lui mici, interfaţa aer-ţesut reflectă în totalitate ultrasunetul. Pentru a asigura pătrunderea ultrasunetelor în ţesuturi, se folosesc uleiuri speciale cu impedanţă comparabilă cu a ţesuturilor biologice, astfel încât să se asigure preluarea integrală a energiei



Scanned with OKEN Scanner

ultrasunetului (aplicaţie în ecografie, dar şi în tratamentul cu ultrasunet).

Valorile factorului de reflexie [21-23] variază între 0,008 în cazul interfeţei ţesut adipos - ţesut muscular şi 0,39 în cazul interfeţei ţesut osos - creier, în timp ce factorul de transmisie variază între limitele 0,99 - 0,60 pentru aceleaşi interfeţe (vezi Tabel 8). Întrucât impedanţele muşchiului şi ţesutului adipos sunt aproape egale, reflexia nu produce modificări semnificative în fasciculul de ultrasunete, care este transmis aproape integral (Tabel 8) prin interfaţa acestor ţesuturi.

***Tabel 8 – Factori de reflexie şi de absorbţie ai diferitelor medii biologice***

| Nr. | Interfaţa | Factorul de reflexie | Factorul de transmisie |
|---|---|---|---|
| 1 | Ţesut adipos - muşchi | 0,008 | 0,99 |
| 2 | Muşchi - os | 0,38 | 0,62 |
| 3 | Os - creier | 0,39 | 0,61 |
| 4 | Aer - ţesut adipos | 0,98 | 0,02 |



Scanned with OKEN Scanner

În ţesuturile biologice, energia ultrasunetelor se atenuează după o lege exponenţială de tipul (3), iar distanţa pe care energia se diminuează la jumătate se calculează cu formula

$$d_{1/2} = \frac{\ln 2}{2 \cdot \alpha} \qquad (29)$$

în care $\alpha$ reprezintă coeficientul de atenuare a amplitudinii undei ultrasonore.

Măsurătorile au arătat că distanţele pe care energia ultrasonoră se atenuează la jumătate depind atât de natura ţesuturilor, cât şi de frecvenţa ultrasunetelor, dacă aceasta nu depăşeşte 1 MHz. Pentru frecvenţe mai mici decât 1 MHz s-a constatat o scădere a valorilor $d_{1/2}$ o dată cu creşterea frecvenţei. În cazul frecvenţelor mai mari decât 1 MHz nu a fost evidenţiată dependenţa de frecvenţă a distanţelor de înjumătăţire a energiei ultrasonore (vezi Tabel 6).

În procesul de propagare prin medii biologice a ultrasunetelor de frecvenţe mici (sub 1 MHz.), s-a constatat o dependenţă liniară a coeficientului de absorbţie de pătratul frecvenţei, fapt care a permis modelarea propagării ultrasunetelor în lichide prin analogie cu procesul de propagare al acestora în solide.



Scanned with OKEN Scanner

## II.3. Propagarea ultrasunetelor în ţesuturi biologice

Efectele ultrasunetelor asupra ţesuturilor vii sunt cu atât mai pronunţate cu cât amplitudinea, viteza şi acceleraţia oscilaţiilor induse în particulele componente ale mediului sunt mai mari şi cu cât structura celulară şi moleculară a mediului este mai propice propagării. În domeniul "terapeutic" al ultrasunetelor (cu frecvenţe cuprinse în domeniul 0,8 - 2 MHz şi intensităţi 0,05-2 $W/cm^2$), amplitudinea oscilaţiilor particulelor mediului este de aproximativ $10^{-4}$ din diametrul unei celule, viteza maximă de oscilaţie reprezintă $10^{-3}$ din viteza ultrasunetului, iar acceleraţia maximă este foarte mare, de $10^5$ ori mai mare decât acceleraţia gravitaţională. Asemenea acceleraţii se întâlnesc numai în procesele de ultracentrifugare. Solicitările mecanice sunt deosebit de mari, astfel încât propagarea ultrasunetului este însoţită de ruperea legăturilor intramoleculare sau intracelulare.

Ultrasunetele de energii mari (peste 2 $W/cm^2$) produc fenomene de cavitaţie şi în mediile biologice. Fenomenul se manifestă prin ruperi reversibile sau ireversibile ale ţesuturilor sub acţiunea tensiunilor interne create prin propagarea undei ultrasonore. Astfel, ultrasunetele de intensităţi de 100 $W/cm^2$, depăşind pragul de cavitaţie, au provocat mitoze anormale în ţesutul hepatic şi au modificat structura ţesutului cerebral. Într-



Scanned with OKEN Scanner

un câmp de impulsuri ultrasonore, pragul de cavitaţie depinde de natura centrelor de cavitaţie - puncte de minimă rezistenţă - localizate pe neomogenităţile mediului (particule în suspensie, bule de aer, microorganisme, celule izolate). Factorii care influenţează apariţia cavitaţiei sunt natura lichidului biologic, gradul de impurificare, presiunea, frecvenţa şi energia ultrasunetelor.

Cavitaţia ultrasonoră în mediile biologice poate fi tranzitorie (bula de cavitaţie dispare prin dezintegrare şi dizolvare) sau stabilă (germenii de cavitaţie persistă timp îndelungat). Cavitaţia tranzitorie este un fenomen violent, bulele se rup şi, din cauza forţelor mari de frecare, produc creşteri importante de temperatură. Vaporii de apă din bulele de cavitaţie pot atinge temperaturi de 2.000 °C, la care se produc disocieri, separări de sarcină electrică, descărcări electrice. Unda de şoc formată lezează adesea celulele şi macromoleculele mediului biologic.

Un fascicul de 1 MHz şi 3 W/cm$^2$ poate induce fenomene de cavitaţie [10] în celulele hepatice şi peritoneale. Modificări ale structurii celulare, ca urmare a cavitaţiei, s-au înregistrat la o serie întreagă de ţesuturi ultrasonate, cum ar fi muşchii, ficatul, rinichii, măduva osoasă, ţesutul nervos.



Scanned with OKEN Scanner

## II.3. Propagarea ultrasunetelor în ţesuturi biologice

Ultrasunetele de intensităţi mari ($I$ = 100 W/cm$^2$) şi frecvenţe de 1 MHz au modificat structura muşchiului striat, provocând creşterea spaţiilor dintre cromozomi şi limfocite.

Efectele biologice asupra celulelor pot fi explicate prin microfluxurile create de unda ultrasonoră, răspunzătoare de diferenţe de densitate între mediile biologice înconjurătoare şi mediul intracelular.

Într-un ţesut prin care se propagă ultrasunetul se evidenţiază, cu ajutorul microscopului, existenţa unor mişcări turbionare în interiorul celulelor. Fenomenul a fost explicat prin vibraţiile produse de unda ultrasonoră în membrana celulară. Forţele care apar datorită modificărilor de presiune în mediile biologice, pot produce curgeri turbionare în alveole, răsucirea citoplasmei, sau migrarea particulelor intracelulare în interiorul celulei.

### II.3.1. Propagarea ultrasunetului prin sânge şi prin componentele sângelui

Precizia măsurătorilor de viteză a ultrasunetelor în substanţe biologice este de 0.5%. Probele trebuie ţinute în vid



Scanned with OKEN Scanner

la temperaturi sub 3 °C înainte de a efectua măsurătorile pentru a se asigura evaporarea gazelor existente în ţesuturi. Măsurătorile trebuie efectuate în intervale mici de timp, pentru a se evita depunerea componentelor sau să se asigure circulaţia sângelui prin cuva de măsurare. Pentru a preveni coagularea se adaugă acetat de sodiu.

Valorile coeficientului de absorbţie a ultrasunetului în soluţii apoase de globule roşii sunt date în Tabelul 9.

***Tabel 9 – Coeficientul de absorbţie al soluţiilor de globule roşii în funcţie de concentraţia volumetrică a globulelor roşii în apă.***

| **Concentraţia (%)** | 0 | 20 | 40 | 60 | 80 | 100 |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **α(db/cm)** | 0,2 | 0,35 | 0,53 | 0,63 | 0,78 | 0,92 |

Măsurătorile de coeficienţi de absorbţie au fost efectuate pe soluţii de globule roşii obţinute prin diluarea cu plasmă a reziduurilor provenite de la centrifugarea sângelui [22,23].

Absorbţia depinde liniar de concentraţia soluţiilor de globule roşii, ceea ce indică o slabă interacţiune între globule. Absorbţia se datorează efectului cumulat al tuturor



Scanned with OKEN Scanner

componentelor soluţiei. Globulele roşii sunt aproape în totalitate hemoglobină, pe când plasma conţine circa 60% albumină. Cele două proteine sunt similare, ambele au greutatea moleculară de circa 70.000 şi raportul dintre axele extreme de 1:5 respectiv 1:9.

La diverse frecvenţe, coeficientul de absorbţie al ultrasunetului în soluţiile de proteine scade cu temperatura. In soluţiile de albumină şi de globule roşii se constată o creştere a vitezei ultrasunetului cu creşterea concentraţiei proteinelor în soluţie, dependenţa fiind de directă proporţionalitate, cu o pantă de aproximativ 4 m/s per gram proteină/100 $cm^3$ [22,23].

Proprietăţile acustice ale sângelui sunt determinate de proteinele incluse. Printre altele s-a demonstrat directa proporţionalitate dintre coeficientul de absorbţie al soluţiilor şi conţinutul lor în proteine şi că proteinele similare – hemoglobina şi albumina – au absorbţii similare.

Absorbţia ultrasunetului în sânge are loc în primul rând la nivel molecular (este atribuită proteinelor), dar depinde şi de prezenţa celulelor şi a plasmei. Absorbţia datorată celulelor din sânge are o mică contribuţie la absorbţia totală şi, apare în principal datorită interacţiunii dintre lichidul vâscos şi celule,



Scanned with OKEN Scanner

acestea din urmă fiind mai dense nu reuşesc să urmărească mişcarea oscilatorie impusă de unda ultrasonoră.

Coeficientul de absorbţie al unui mediu care conţine în suspensie particule mici în comparaţie cu lungimea de undă a ultrasunetului, poate fi estimat în ipoteza lui Epstein, citat în [23]. Acesta presupune că în mediu se propagă numai componenta longitudinală a undei ultrasonore, deoarece în mediile biologice, componenta transversală este atenuată pe distanţe mici. Celulele sunt modelate prin sfere nedeformabile, de dimensiuni mici în comparaţie cu lungimea de undă $\lambda$ a ultrasunetului. În modelul Epstein coeficientul de absorbţie se exprimă prin relaţia

$$\alpha = \frac{2}{3}\pi \cdot a^2 nk(\delta - 1)\mathrm{Re}\left\{\frac{i + b - ib^2/3}{\delta - ib\cdot\delta - (2+\delta)b^2/g}\right\} \qquad (30)$$

cu: $a$ - raza sferelor prin care sunt modelate eritrocitele, $n$ - numărul de particule dintr-un $cm^3$; $k = \frac{\omega}{u} = \frac{2\pi}{\lambda}$ numărul de undă a ultrasunetului în mediul respectiv. $\delta$ reprezintă raportul dintre densitatea $\rho$ a lichidului şi densitatea particulelor sferice aflate în suspensie.

$$b^2 = i\cdot\omega\frac{\rho}{\eta}a^2 \qquad (31)$$



Scanned with OKEN Scanner

unde $\eta$ este vâscozitatea lichidului, iar $\omega$ este pulsația undei ultrasonore.

Dacă se notează:

$$\gamma^2 = \frac{\rho \cdot a^2}{2\eta} \tag{32}$$

Rezultă

$$b^2 = 2 \cdot i\gamma^2 \omega \tag{33}$$

Cu aceste notații, relația (30) poate fi scrisă sub forma:

$$\alpha = \frac{V_p}{c}\left(\frac{\delta - 1}{\delta}\right)^2 \frac{2}{g} \frac{\gamma^2\omega^2\left(1+\gamma^2\omega^{1/2}\right)}{\left(1+\gamma^2\omega^{1/2}\right)+\gamma^2\omega^2\left(1+\frac{2}{g}\left(\frac{2}{\delta}+1\right)\gamma\cdot\omega^{1/2}\right)^2} \tag{34}$$

cu $V_p = \frac{4}{3}\pi \cdot a^3 n$ - concentrația volumică a particulelor în lichidul studiat.

Operând notațiile:

$$\mathrm{Re} = 6\pi \cdot \eta \cdot a\left(1+\gamma\cdot\omega^{1/2}\right) \tag{35}$$

$$Me = M + m\left(\frac{1}{2} + \frac{g}{4}\frac{1}{\gamma\cdot\omega^4}\right) \tag{36}$$

se obține relația

$$\alpha = \frac{V_p}{2c}\left(\frac{\delta-1}{\delta}\right)^2 \frac{m}{Me}\omega_0 \frac{(\omega/\omega_0)^2}{1+(\omega/\omega_0)^2} \tag{37}$$



Scanned with OKEN Scanner

În relaţiile de mai sus $M = \frac{4\pi}{3} a^3 \rho_p$ este masa particulei, $m$ este masa unei sfere echivalente umplute cu lichid, iar $\omega_0 = \frac{\mathrm{Re}}{Me}$.

Coeficientul de absorbţie pe distanţa egală cu lungimea de undă a ultrasunetului este dat de

$$\alpha \cdot \lambda = V_p \pi \left( \frac{\delta - 1}{\delta} \right)^2 \frac{m}{Me} \frac{\omega / \omega_0}{1 + (\omega / \omega_0)^2} \qquad (38)$$

Reprezentând grafic mărimea $\alpha\lambda$ ca funcţie de lungimea de undă a ultrasunetului, Epstein a obţinut o curbă similară cu cea corespunzătoare unui proces de relaxare. Relaţia (38) este un argument că absorbţia suplimentară a ultrasunetului în sângele conţinând eritrocite este cauzată de interacţiunile vâscoase dintre acestea şi plasma sanguină.

## II.3.2 Experiment pentru studierea soluţiilor de hemoglobină în apă

Dispozitivul utilizat în laborator pentru determinarea vitezei de propagare a ultrasunetelor prin lichide biologice şi ţesuturi are diagrama schematică din Fig. 3 [24,25].



Scanned with OKEN Scanner

## II.3. Propagarea ultrasunetelor în țesuturi biologice

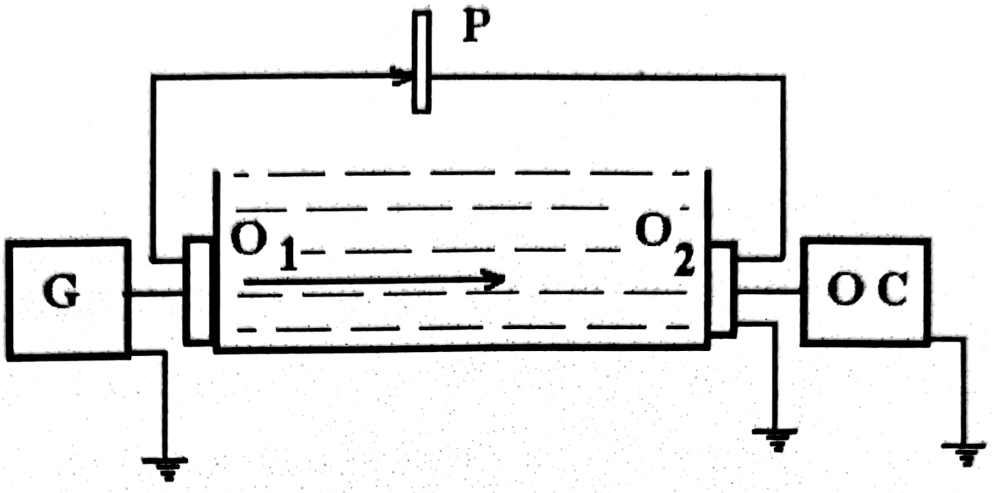



***Fig. 3 Dispozitiv pentru studiul lichidelor***

Generatorul de frecvenţă înaltă, G induce oscilaţii în cuarţul piezoelectric $O_1$. Semnalul ultrasonor emis de $O_1$ este transmis prin cuva cu lichid spre un cristal piezoelectric identic, care generează semnale electrice de aceeaşi frecvenţă. Semnalul electric direct şi cel produs de $O_2$ sunt vizualizate pe ecranul unui osciloscop catodic. Timpul de propagare a ultrasunetului prin lichid este determinat de distanţa dintre aceste semnale măsurată pe ecranul osciloscopului.

$$t = n\tau \qquad (39)$$

unde $n$ reprezintă numărul de diviziuni care separă cele două semnale pe ecranul osciloscopului, iar $\tau$ este baza de timp a



Scanned with OKEN Scanner

osciloscopului. Viteza ultrasunetului se determină folosind relaţia (40):

$$u = \frac{L}{t} \qquad (40)$$

cu $L$ distanţa străbătută de ultrasunet prin soluţia studiată.

Soluţiile de hemoglobină au fost obţinute tratând cu toluen globulele roşii spălate în apă. Hemoglobina a fost separată prin centrifugare. Au fost utilizate soluţii de diverse concentraţii ale hemoglobinei în apă distilată. Au fost determinate viteza de propagare şi coeficientul de absorbţie ale ultrasunetului în soluţiile de hemoglobină. Măsurătorile de coeficienţi de absorbţie au fost efectuate folosind raportul intensităţii celor două semnale obţinute pe ecranul osciloscopului. Datele experimentale obţinute sunt listate în tabelele 10 şi 11. În Tabelul 11 sunt listate valorile absorbţiei undei ultrasonore pe distanţe egale cu lungimea de undă a ultrasunetului.

Din Tabelele 10 şi 11 rezultă că viteza ultrasunetelor şi coeficientul de absorbţie al soluţiilor depind de concentraţia hemoglobinei şi foarte puţin de frecvenţa undelor ultrasonore.



Scanned with OKEN Scanner

***Tabel 10 – Viteza ultrasunetelor de diferite frecvențe în soluțiile de hemoglobină cu concentrație variabilă***

| Nr. | Concentrația ($g/cm^3$) | 1 MHz | 2 MHz | 4 MHz | 7 MHz. |
|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 5 | 1520,0 | 1523,0 | 1524,0 | 1524,3 |
| 2 | 10 | 1530,1 | 1530,4 | 1530,8 | 1531,2 |
| 3 | 15 | 1541,5 | 1541,5 | 1541,7 | 1542,0 |
| 4 | 20 | 1562,4 | 1562,5 | 1563,1 | 1563,3 |
| 5 | 25 | 1581,7 | 1582,2 | 1582,4 | 1582,7 |
| 6 | 30 | 1607,7 | 1608,2 | 1608,7 | 1609,3 |
| 7 | 40 | 1619,1 | 1619,3 | 1620,1 | 1620,8 |

***Tabel 11 – Coeficienții de absorbție pe distanțe egale cu lungimea de undă a ultrasunetului, pentru soluțiile cu concentrație variabilă de hemoglobină, supuse acțiunii ultrasunetelor de diverse frecvențe***

| Nr. | C ($g/cm^3$) | 1 MHz | 2 MHz | 4 MHz | 7 MHz. |
|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 5 | 0,64 | 0,71 | 0,80 | 1,00 |
| 2 | 10 | 0,74 | 0,78 | 0,81 | 1,20 |
| 3 | 15 | 1,82 | 2,10 | 2,20 | 2,50 |
| 4 | 20 | 3,00 | 3,10 | 3,21 | 3,35 |
| 5 | 25 | 3,80 | 4,00 | 4,10 | 4,20 |
| 6 | 30 | 5,80 | 6,00 | 6,10 | 6,30 |
| 7 | 40 | 7,10 | 7,20 | 7,50 | 7,76 |



Scanned with OKEN Scanner

# II.4. Aplicaţii ale ultrasunetelor în medicină

Organele moi ale corpului uman sunt transparente pentru radiaţii X. Ele pot fi vizualizate fie prin fluorescenţă de radiaţii X, fie folosind ultrasunete. Analiza ecografică este însă mai puţin nocivă în comparaţie cu fluorescenţa de raze X, care utilizează substanţe de contrast pentru investigarea organelor interne.

Metoda ecografică [25-27] s-a dezvoltat pe baza faptului că ultrasunetele sunt reflectate diferit de suprafeţele de separaţie dintre ţesuturi şi organe, care, având impedanţe acustice diferite, pot fi uşor localizate. Astăzi, prin ecografie pot fi examinate toate organele şi ţesuturile moi: inima, glanda tiroidă, splina, sistemul nervos, organele interne, vasele de sânge. Ecografia are avantajul că nu este nocivă şi este suportată uşor de pacienţi. Prin dezvoltarea ecografiei a devenit posibilă atât stabilirea formei şi poziţiei unor organe, cât şi vizualizarea secţiunilor transversale ale ţesuturilor analizate. Ecografic se pot evidenţia forma, mărimea şi topografia eventualelor tumori în vederea iradierii sau extirpării lor.

Metodele ecografice s-au perfecţionat permanent. De la imaginea bidimensională (tip B) a unui organ s-a trecut la



Scanned with OKEN Scanner

obţinerea imaginii unei secţiuni a acestuia şi apoi la imaginea tridimensională (3D) în culori. Metoda 3D (metoda ecotomografică) permite obţinerea imaginii color tridimensionale a organelor interne şi a oricărei secţiuni din acestea.

Un mediu în mişcare (de exemplu sângele) se examinează cu ajutorul ecografului Doppler, bazat pe fenomenul Doppler, constând în modificarea frecvenţei undei reflectate comparativ cu unda primară, atunci când aceasta se reflectă de un mediu aflat în mişcare.

Ultrasunetele cu energii mici se utilizează în mod curent în biometrie, atât pentru estimarea unor distanţe (glob ocular, tumori), pentru depistarea corpurilor străine, cât şi pentru evidenţierea tumorilor sau a calculilor renali.

Utilizate frecvent în diagnostic, ultrasunetele intense, din anumite game de frecvenţe pot afecta anumite organe, însă distrugerile sunt locale şi efectele nocive sunt preluate de organele vecine, asigurându-se vindecarea rapidă.

Ultrasunetele au numeroase aplicaţii şi în terapie. Terapia cu ultrasunete este aplicată mai ales afecţiunilor inflamatorii sau degenerative ale articulaţiilor sau ale coloanei vertebrale.



Scanned with OKEN Scanner

Ultrasunetele sunt utilizate şi în tratarea unor boli cronice, cum ar fi bronşitele cronice, bolile pulmonare, pentru umectarea căilor respiratorii în camerele de reanimare.

## II.4.1. Ultrasunetele în diagnostic

### II.4.1.1. Ultrasunetele în neurologie

Explorarea sistemului nervos central cu ultrasunete [14, 16] (ecoencefalografia) este o metodă rapidă şi noninvazivă, care permite stabilirea unui diagnostic neurologic sau neurochirurgical fără a folosi radiografia X cu substanţe de contrast. În vederea realizării ecoencefalogramei, traductorul este aşezat pe pielea capului, deasupra urechii. În cazul unei persoane sănătoase, se obţin trei semnale: două semnale (unul de intrare şi celălalt de ieşire), care corespund ţesuturilor limitrofe ale craniului şi un semnal median, situat simetric între celelalte două (Fig. 4). Semnalele de intrare şi de ieşire, complexe, permit diferenţierea învelişurilor craniene (piele, ţesut celular subcutanat, muşchi, tabla internă şi externă a scuamei temporalului). Distanţa dintre semnalele extreme este de aproximativ 15 cm, egală cu diametrul craniului. În Fig. 4 sunt desenate schematic cele trei semnale ecografice principale pentru un craniu normal.



Scanned with OKEN Scanner

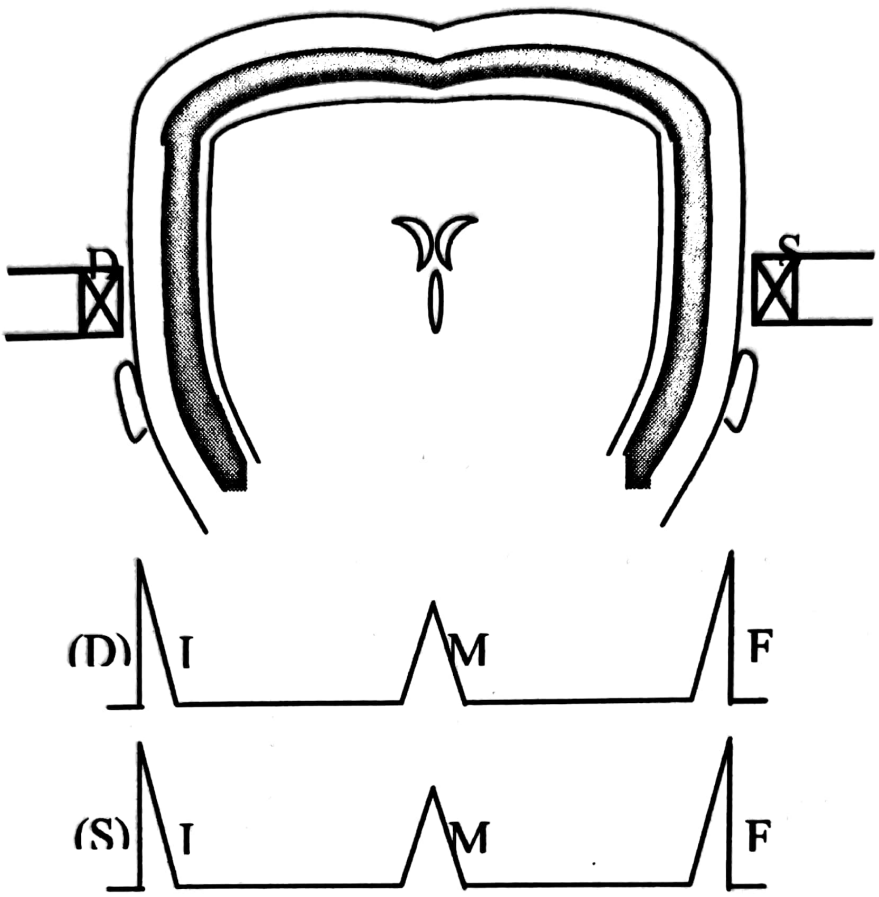



***Fig. 4 Ecoencefalograma craniului normal, obţinută la aplicarea traductorului pe partea dreaptă (D) şi stângă (S) a craniului. I-semnal iniţial (la intrare), M semnal median, F-semnal final (la ieşire).***

Semnalul median, generat de elementele anatomice intracraniene (epifiza calcifiată, septum pellucidum, şanţul interemisferic, coasa creierului, ventricul), este şi el complex (Fig. 5). În cazul unui craniu normal, semnalul median apare la



Scanned with OKEN Scanner

distanţă egală faţă de semnalele de intrare şi de ieşire, indiferent dacă examinarea se face din dreapta sau din stânga.

Ecoencefalograma unidimensională a craniului normal mai conţine şi alte semnale laterale slabe, între semnalele de intrare şi de ieşire care nu apar în Figurile 4 şi 5. Astfel, la 1-1,5 cm faţă de semnalul median, la dreapta şi la stânga lui, apar două semnale simetrice corespunzătoare ventriculilor laterali, atunci când traductorul este plasat la 2 cm deasupra conductului auditiv extern. Corpul temporal al ventriculului lateral este evidenţiat prin semnale slabe, între semnalul median şi semnalul se ieşire. La 2-2,5 cm înaintea semnalului final apare un semnal slab cauzat de şanţul silvian şi artera cerebrală medie. Pot da semnale slabe şi plexurile coloidale calcifiate ale ventriculilor laterali.

Stările patologice intracraniene se evidenţiază în ecoencefalogramă prin deplasări ale semnalului median, prin apariţia unor semnale anormale ale ventriculilor, ale unor reflexii cauzate de tumori, hematoame, chisturi sau calcificări patogene.



Scanned with OKEN Scanner

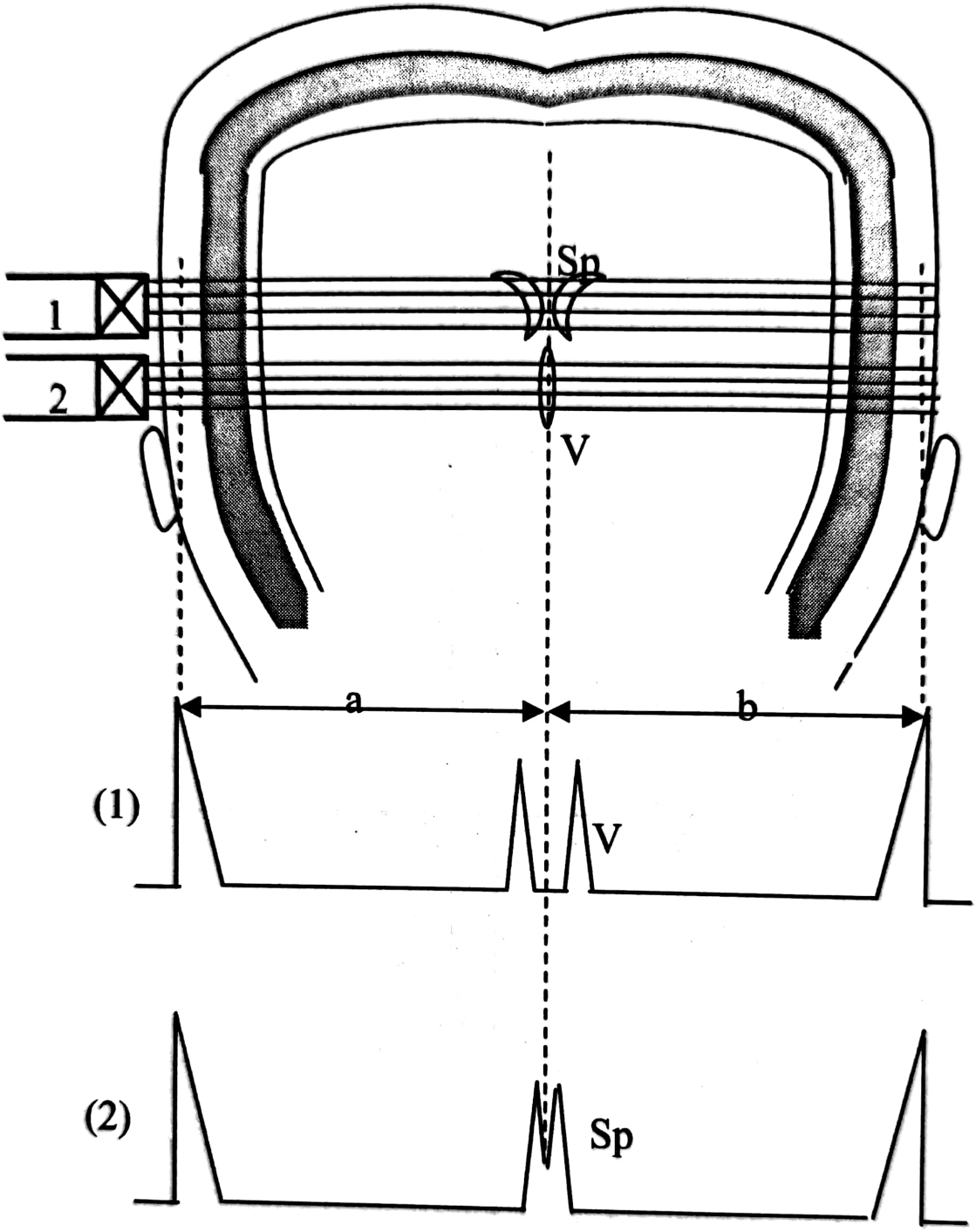



***Fig.5 Componenţa semnalului median: Sp- semnal dat de septum pellucidum, V- semnal provenind de la ventricul***



Scanned with OKEN Scanner

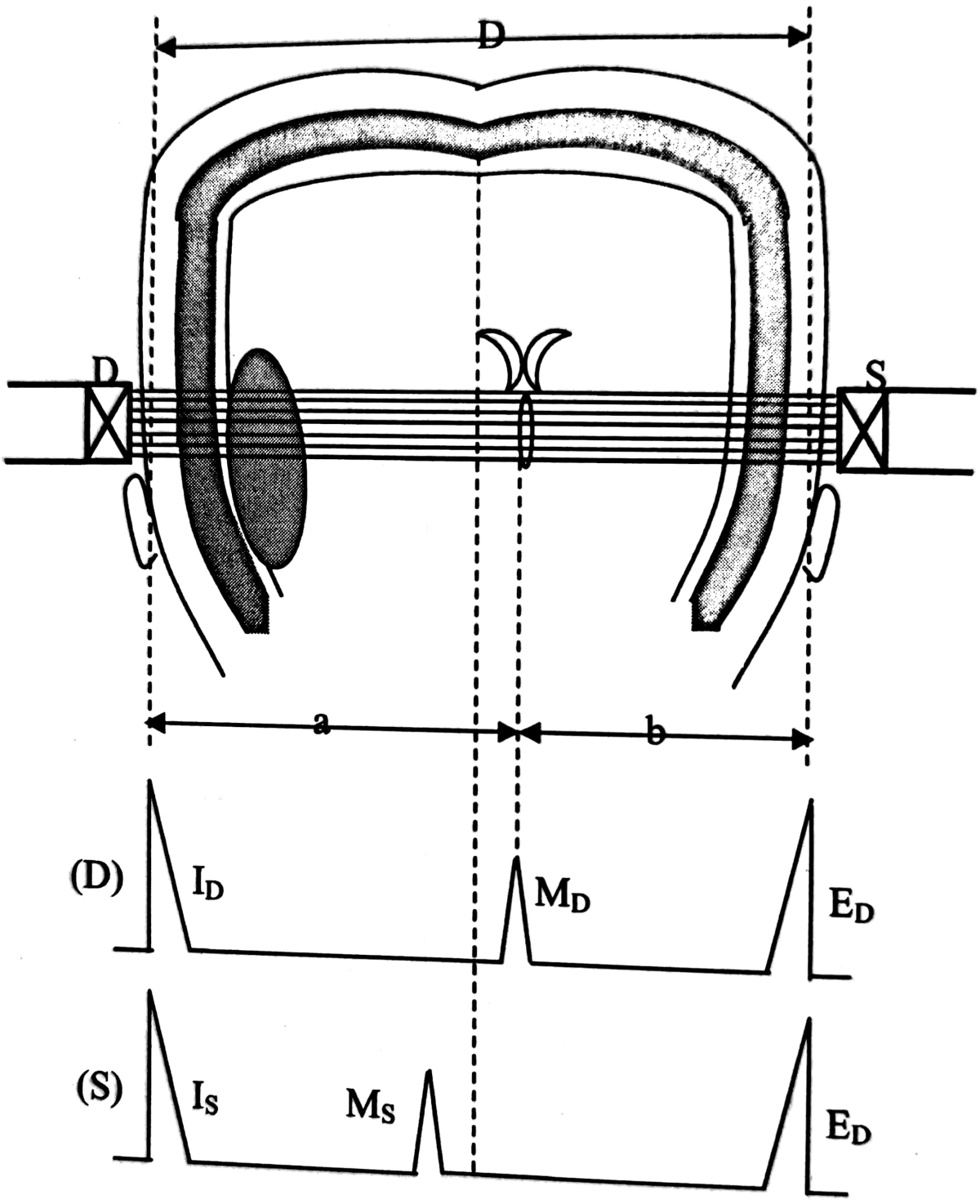



***Fig.6 Deplasarea ecoului median în cazul unui proces evolutiv***



Scanned with OKEN Scanner

Dacă semnalul median nu este simetric (Fig. 6) şi prezintă o deplasare mai mare de 4 mm către unul dintre semnalele terminale, apare suspiciunea existenţei unei afecţiuni (hematom sau proces inflamator). O deplasare între semnale de a – b = 4 mm, corespunde deplasării semnalului median cu M = (a – b)/2, adică cu 2 mm. Observăm şi din Fig. 4 că deplasarea reală a elementelor anatomice este egală cu jumătatea distanţei dintre ecourile deplasate. Mărimea devierii depinde de amploarea procesului evolutiv.

Diferenţa de impedanţă a formaţiunilor patologice faţă de a ţesuturilor normale determină apariţia de semnale suplimentare, indicând prezenţa unor hematoame, tumori sau chisturi intracraniene. Astfel, degenerarea chistică sau necroza centrală a unei formaţiuni tumorale solide se evidenţiază pe ecoencefalogramă prin apariţia semnalelor suplimentare cauzate de învelişul tumorii.

Prin ecoencefalograma unidimensională pot fi urmărite în timp şi fără risc, chiar înainte de a se evidenţia semnele clinice, hematoamele intracraniene post traumatice şi evoluţia lor. Aspectul ecoencefalogramei unidimensionale în cazul unui hematom epidural este ilustrat în Fig. 7. Deplasarea semnalului median într-o direcţie, indică prezenţa, în partea opusă, a unui



Scanned with OKEN Scanner

hematom. În diagnosticarea hematoamelor, fasciculul ultrasonor de raze paralele trebuie să fie perpendicular la suprafaţa acestuia.

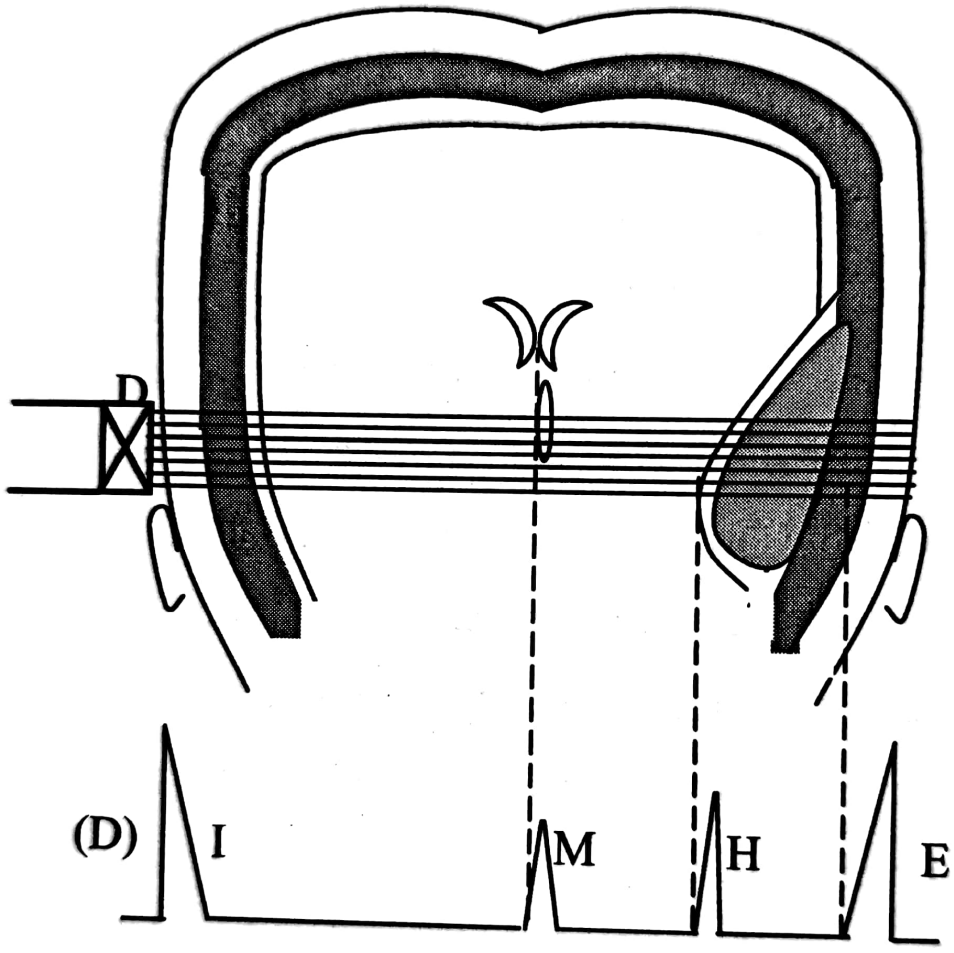



***Fig. 7 Aspectul encefalogramei în cazul unui hematom epidural, H- semnal dat de hematom***

Ecografia Doppler efectuată la nivelul craniului oferă informaţii suplimentare asupra stării de funcţionare a vaselor



Scanned with OKEN Scanner

sanguine craniene, poate indica locul şi gradul de extindere a unei hemoragii.

### II.4.1.2. Ultrasunetele în medicina internă

În medicina internă se foloseşte în mod curent ecografia de tip B sau ecografia bidimensională, care permite localizarea diverselor organe şi evidenţierea stării lor de funcţionalitate [26]. Diagnosticul se bazează pe dependenţa coeficientului de reflexie al ultrasunetului de impedanţa acustică a mediilor şi pe diferenţa între coeficienţii de absorbţie ai diferitelor ţesuturi. Spre exemplu, ţesutul hepatic are coeficient de absorbţie mic pentru ultrasunet. Eventualele tumori, chisturile hepatice apar ca zone bogate în ecouri. Ecografia de tip B permite evidenţierea lichidului ascetic între ficat şi peretele abdominal. Vezica biliară apare în ficat ca o zonă chistică, lipsită de semnale, pe când calculii biliari produc multiple ecouri ultrasonore, în zonele în care, în mod normal, acestea nu apar.

Hipertrofiile tiroidei şi eventualele formaţiuni chistice sau tumorale din interiorul acestei glande pot fi stabilite pe cale ecografică.



Scanned with OKEN Scanner

O ecografie uterină permite stabilirea sarcinii gemelare, a vârstei şi sexului fătului. În ginecologie prezenţa tumorilor, a chisturilor ovariene este evidenţiată ecografic.

Ecografic pot fi obţinute imagini din diverse unghiuri, vizualizând secţiuni transversale, longitudinale sau oblice, care permit stabilirea cu precizie a locului, formei şi mărimii modificărilor patologice.

### II.4.1.3. Ultrasunetele în oftalmologie

Ochiul este un organ bine definit, format din ţesuturi alternante foarte variate ca structură şi proprietăţi acustice, cu puţine, dar bine definite suprafeţe de separaţie. De aceea el se pretează la diagnostic ultraacustic. Bineînţeles că este necesară o tehnică de vârf, cu traductori miniaturizaţi, care să poată fi introduşi în fanta palpebrală, şi aşezaţi pe globul ocular, sau cât mai aproape de acesta. Pentru un ochi normal se înregistrează numai ecourile ultrasonore generate de suprafeţele de separaţie, mediile omogene dintre acestea nu dau semnale în ecogramă.

Ultrasunetele au fost introduse pentru prima dată în practica oftalmologică în anul 1938 de către Zeiss [28] care a obţinut lichefierea rapidă şi ireversibilă a corpului vitros cu ultrasunete de joasă frecvenţă (270-380 kHz) şi având



Scanned with OKEN Scanner

intensitate de 10 W/cm$^2$. Studii similare a realizat şi Lavine, care a obţinut cataractă „in vitro" în nucleu şi cortex. Ultrasunetul este folosit în chirurgia cataractei, pentru emulsionarea cristalinului bolnav şi aspirarea lui [29].

Mung şi Hughes [30] au utilizat ultrasunetul la depistarea corpilor străini, pentru diagnosticul dezlipirilor de retină şi a tumorilor intraoculare. Asemenea cercetări au mai fost efectuate şi de Oksala şi colab., Buschmann, Nover, Vanysek, Ossoing [30-36]. În 1967 Ossoing introduce ultrasonografia în diagnosticul bolilor oculare [36]. Pentru sprijinirea aplicării ultrasunetelor în oftalmologie a fost înfiinţată SIDUO, Societas Internationalis pro Diagnostica Ultrasonica in Ophthalmologica, cu congrese din doi în doi ani.

În practica oftalmologică se utilizează două metode A şi B, în special cu scop biometric, pentru evaluarea corectă a distanţelor intraoculare şi pentru diagnosticul unor afecţiuni intraoculare şi orbitale.

Traductorul poate fi în contact direct cu corneea sau se utilizează un lichid de contact între traductor şi cornee.

Germet [37], citat în [38], a îmbinat metoda optică cu metoda ultrasonoră, măsurând optic dimensiunile corneei şi



Scanned with OKEN Scanner

camerei anterioare iar cu ultrasunet dimensiunile cristalinului şi ale corpului vitros.

La examinare, bolnavul stă de preferinţă culcat, se practică anestezie locală corneo-conjunctivală cu xilină 4%. Se aşează traductorul pe cornee, fără a apăsa pe globul ocular [38-46].

Examinarea cu traductor Brawson permite depistarea şi extragerea corpilor străini nemagnetici. În timpul examinării, capul ultrasonor se poate mişca pe cornee şi pe sclerotică, oferind imagini pe diferite direcţii faţă de axul optic al ochiului. Astfel se pot înregistra ecograme transcornee sau transscleră. Dacă se utilizează un cap ultrasonor de tip Buschmann, acesta se fixează pe cornee şi se mişcă o dată cu globul ocular.

Leziunile localizate între partea exterioară a ochiului şi centrul globului ocular se depistează uşor cu ecou proximal, pe când cele situate între centrul globului ocular şi peretele opus globului ocular se depistează cu impulsuri distale. Determinările trebuie realizate pe ambii ochi, pentru a avea date de comparaţie privind localizarea, extinderea şi natura eventualelor leziuni. Orbita normală dă semnale intense şi



Scanned with OKEN Scanner

neregulate, pe când în cazurile patologice se obţin semnale foarte slabe.

În ecograma de tip B traductorul este mişcat perpendicular la direcţia fasciculului pe arce de cerc, astfel încât se obţine o imagine bidimensională. Undele reflectate de straturi şi ţesuturi sunt reprezentate pe ecran prin puncte luminoase, a căror intensitate este proporţională cu energia transportată de undele ultrasonore reflectate. Impulsurile pot fi codificate color. Metoda B dă o privire de ansamblu a globului şi a regiunii din jur, fără a se pune accent pe detalii, indică extinderea structurilor componente ale ochiului, aspectul şi corelaţiile topografice dintre acestea.

Metoda A permite determinarea precisă a distanţelor şi poziţionarea relativă a suprafeţelor de separaţie dintre acestea. Biometria oculară se poate realiza şi prin ecografie A. Se pot determina lungimea totală a globului ocular precum şi dimensiunile constituenţilor în condiţii fiziologice normale sau în stări patologice. În practica clinică se apreciază axul antero-posterior al globului ocular, luând ca model ochiul schematic propus de Gullstrand cu $L = 23,4 \pm 0,2$ mm.



Scanned with OKEN Scanner

Baum şi Greenwood [44] au corelat tehnica modulării intensităţii ultrasonore cu măsurătorile de lungimi în baza formulei

$$L = u\,t \qquad (41)$$

unde L – lungimea de măsurat, u – viteza ultrasunetului, iar t – timpul de propagare. Rezultatele măsurătorilor lor sunt sistematizate în tabelele 12 şi 13.

Măsurătorile din aceste tabele se bazează pe aspectul ecogramei de tip A (Fig. 8) în care semnalele suprafeţelor de separaţie dintre mediile componente ale globului ocular apar distincte şi bine individualizate.

***Tabelul 12 Biometrie oculară***

| Nr. | Natura ţesutului | Timp (s) | Lungimea (mm) |
|---|---|---|---|
| 1 | Segment anterior | 4,5 | 3,4 |
| 2 | Cristalin | 4,0 | 3,3 |
| 3 | Corp vitros | 21,5 | 16,4 |
| 4 | Total | 30,0 | 32,1 |

Zona „mută" a ecogramei corespunde zonei de contact, deoarece traductorul nu poate recepţiona semnal în momentul emisiei. Semnalele 2 şi 3 corespund suprafeţelor anterioară şi



Scanned with OKEN Scanner

posterioară a corneei, iar semnalele 4 şi 5 corespund suprafeţelor de separaţie ale cristalinului.

***Tabel 13 Dimensiunile ochiului***

| Nr. | Mediul de propagare | V(m/s) | Autorul |
|---|---|---|---|
| 1 | Cornee | 1550 | Oksala (1965) |
| 2 | Umoare apoasă | 1495 | |
| 3 | Cristalin | 1650 | |
| 4 | Corp vitros | 1495 | |
| 5 | Coroidă | 1533 | |
| 6 | Sclerotică | 1630 | |
| 7 | Cornee, cameră anterioară, corp vitros | 1532 | Janson |
| 8 | Cristalin | 1641 | Janson |
| 9 | Ochi fără cristalin | 1548 | Schneider |
| 10 | Ochi cu cristalin | 1550 | Schneider |

Între aceste semnale se înregistrează linii de zero, care corespund propagării ultrasunetului prin mediul omogen al camerei anterioare, respectiv mediului din interiorul cristalinului. Între semnalele 5 şi 6 zona de impuls reflectat nul corespunde corpului vitros. Ultimul semnal corespunde peretelui posterior, la care nu se pot diferenţia straturile constitutive. Norver şi Grote [40] consideră că ultimul semnal



Scanned with OKEN Scanner

provine de la scleră, deoarece retina şi coroida au acelaşi comportament acustic ca şi corpul vitros.

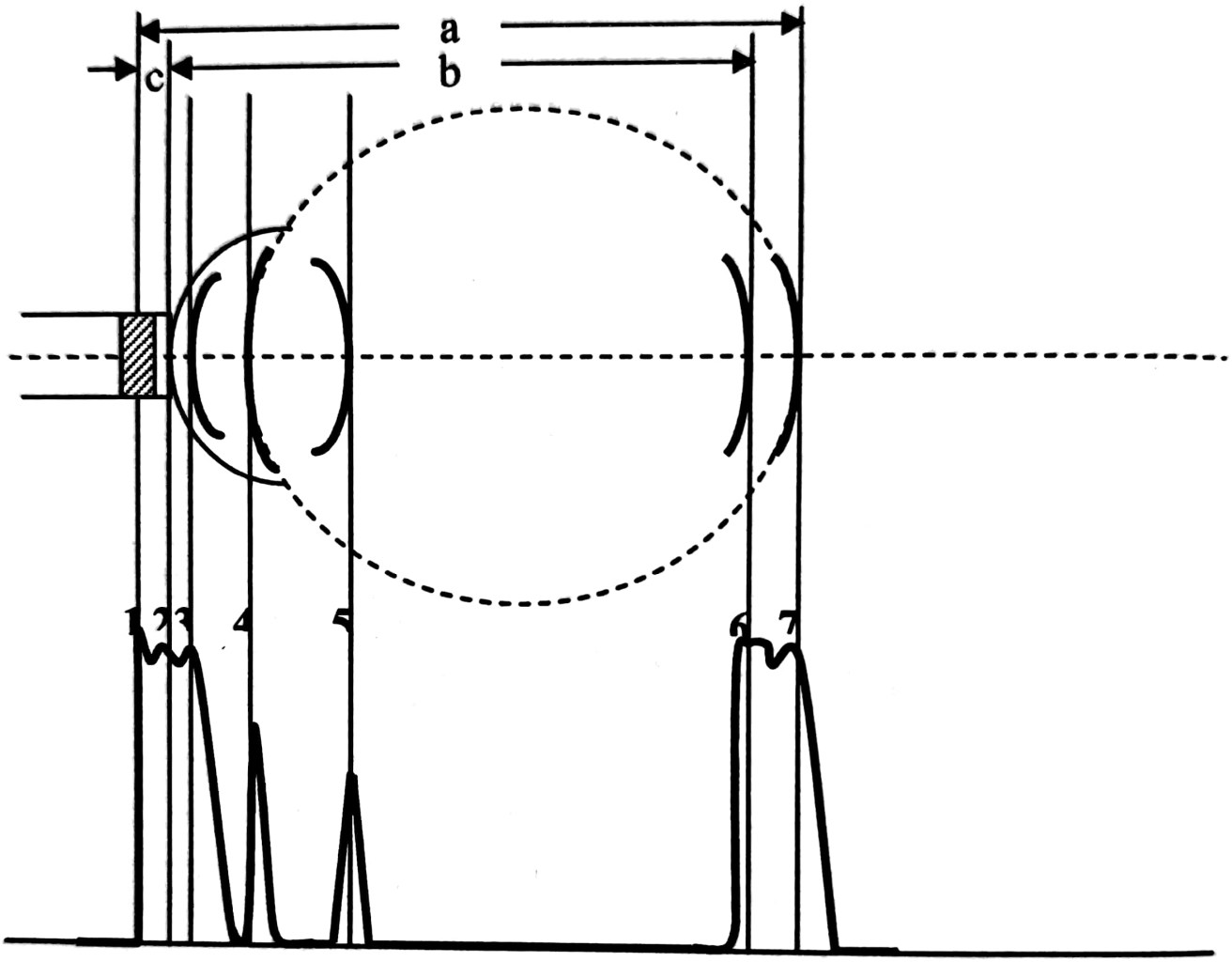



***Fig. 8 Ecograma ochiului normal; 1 – 3 – ecouri pentru corneea anterioară; 4 – 5 – ecourile corespunzătoare suprafeţelor de separaţie ale cristalinului; 6 – 7 – peretele posterior al ochiului***



Scanned with OKEN Scanner

## II.4. Aplicaţii ale ultrasunetelor în medicină

Contribuţii deosebite in biometrie oculară a avut Janson [45]; efectuând măsurători in vivo, pe ochi de cadavru şi pe ochi enucleaţi, nu a găsit deosebiri între rezultatele măsurătorilor. El a efectuat de asemenea măsurători ale camerei anterioare, ale grosimii cristalinului, ale corpului vitros, la indivizi de diverse vârste şi sex, în timpul acomodării ochiului sau fără acomodare, observând diminuarea dimensiunilor camerei anterioare cu vârsta. Convergenţa cristalinului după Janson este de trei ori mai mare decât a celorlalte medii componente ale ochiului. În ochiul normal, cristalinul îşi schimbă configuraţia cu dimensiunile bulbului, adaptându-se mărimii inelului ciliar, fapt care îi modifică convergenţa.

Pentru măsurarea axului antero-posterior al ochiului, faţa anterioară şi cea posterioară a cristalinului şi regiunea macular trebuie aliniate pe acelaşi ax. Atunci când ecourile diferitelor suprafeţe au înălţime maximă, ultrasunetul se propagă pe axul ochiului. Germet a măsurat axul antero-posterior al ochiului şi a făcut deducţii cu privire la modul de corecţie postoperatorie a vederii.

După Germet [37], convergenţa ochiului se poate determina cu formula:



Scanned with OKEN Scanner

$$C_t = \frac{1}{L - R} \qquad (43)$$

unde L este lungimea ochiului în metri şi R raza de curbură a corneei determinată prin cheratometrie.

Convergenţa cristalinului $C_1$ este determinată de convergenţa totală a ochiului $C_t$ şi de convergenţa corneii $C_c$:

$$C_1 = C_t - C_c \qquad (44)$$

În cazul ametropiilor se utilizează:

$$C_t = \frac{1}{L - R} \pm C_A \qquad (45)$$

cu $C_A$ convergenţa lentilei corectoare, considerată lipită de cornee. Semnul + este pentru miopie, iar semnul – pentru hipermetropie. Cu formula (45) se poate calcula convergenţa unui cristalin artificial.

Observând că ultimul ecou din ecogramă se obţine de pe membrana vitro-retiniană şi nu de la celulele vizuale, Germet propune introducerea în formula (45) a unui factor de corecţie variabil, cuprins între 0,6 şi 0,9 D, în funcţie de gradul ametropiei. Tot Germet sesizează faptul că lungimea ochiului nu este un indiciu precis al ametropiei.



Scanned with OKEN Scanner

Germet arată că în ochii cu structură armonioasă cristalinul îşi modifică forma şi în consecinţă convergenţa, în funcţie de lungimea ochiului. Cristalinul poate să emetropieze globii oculari de diferite lungimi.

Astăzi sunt puse la punct metode eficiente de diagnostic şi terapie în oftalmologie [37-46].

### II.4.1.4. Ultrasunetele în cardiologie

Efectul Doppler, constând în modificări ale frecvenţei undelor atunci când sursa şi observatorul sunt în mişcare relativă, a fost pus în evidenţă atât pentru undele sonore, ultrasonore, cât şi pentru undele electromagnetice [47]. Astfel, a fost monitorizată deplasarea stelelor faţă de Pământ, prin deplasarea spectrală a liniilor unor elemente constituente. O apropiere a unei stele de Pământ produce o deplasare către frecvenţe mari a liniilor spectrale, pe când atunci când steaua se îndepărtează de Pământ apare o deplasare către roşu.

Prin efect Doppler, conţinutul de frecvenţe al undei ultrasonore este aparent deplasat către frecvenţe mai joase sau mai înalte, în funcţie de mişcarea relativă a traductorului şi/sau a mediului de propagare.



Scanned with OKEN Scanner

În medicină se utilizează tehnici ultrasonore care permit analiza ţesuturilor sau organelor în mişcare sau analiza curgerii sângelui prin artere. Instrumentele Doppler funcţionează în baza modificării frecvenţei ultrasunetului dacă sursa de ultrasunet şi suprafaţa analizată sunt în mişcare relativă. Ele permit monitorizarea unor mişcări, cum ar fi bătăile inimii fătului, detectarea sarcinii multiple, măsurători asupra curgerii sângelui. Mişcarea unui obiect prin mediul de propagare poate fi monitorizată prin schimbările de frecvenţă ale ultrasunetului recepţionat după reflexia pe suprafaţa obiectului. De obicei modificările de frecvenţă se găsesc în domeniul audibil, astfel încât ele pot fi aplicate pe un speaker.

Să examinăm principiile fizice ale analizei bătăilor inimii sau a curgerii sângelui pe baza efectului Doppler (Fig. 9). Presupunem că un observator măsoară frecvenţa $f_S$ a ultrasunetului atunci când sursa nu se mişcă. În acest caz $f_S = f_R$. Dacă sursa se apropie cu viteză constantă de observator, acesta detectează o frecvenţă mai mare $f_R$ a sunetului, pe când atunci când sursa se îndepărtează, el măsoară o frecvenţă mai mică. Efectul Doppler măsurat în cazul undelor sonore este utilizat pentru localizarea avioanelor sau a sateliţilor.



Scanned with OKEN Scanner

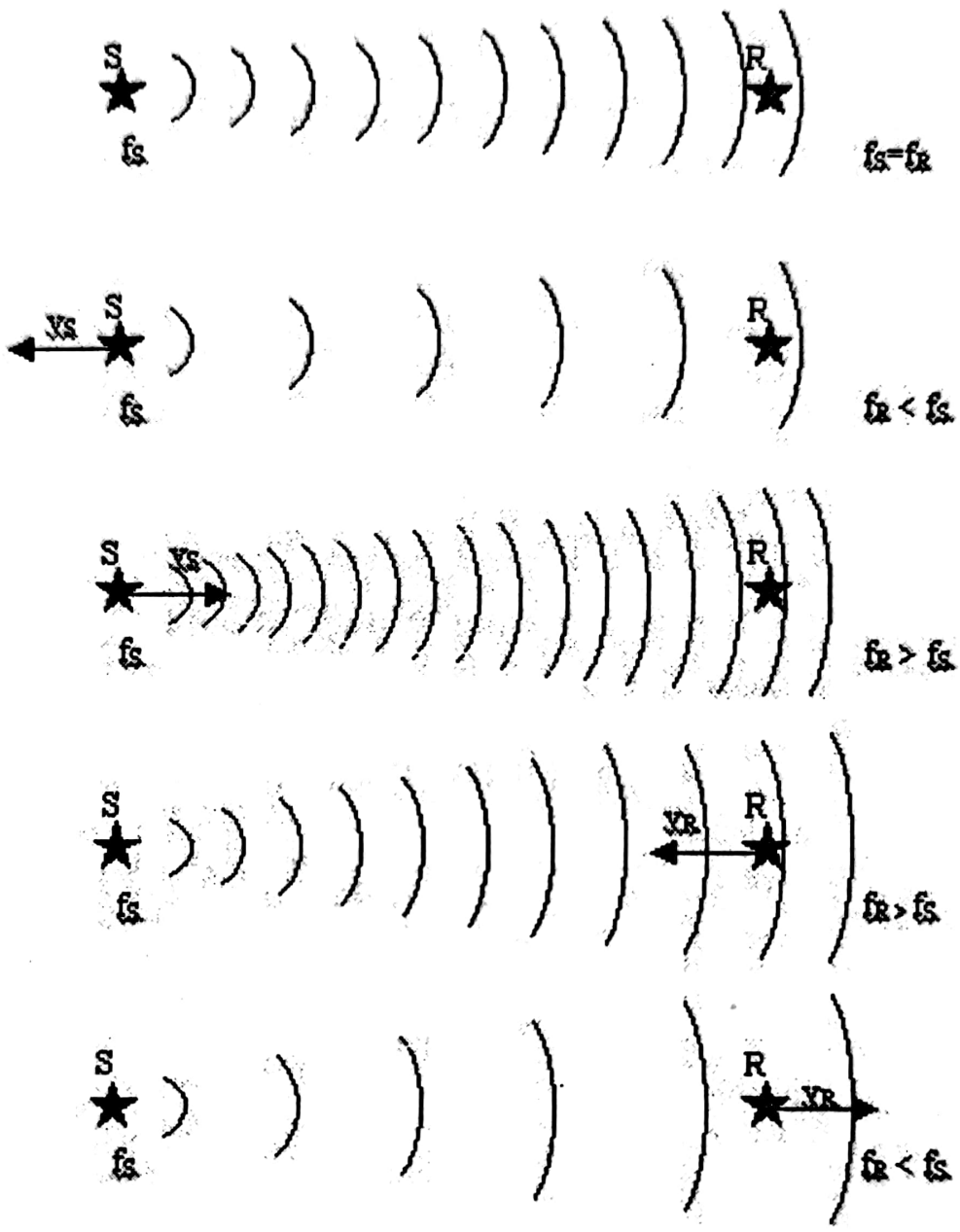



***Fig. 9. Modificarea frecvenţei atunci când sursa S sau receptorul R sunt în mişcare pe dreapta SR***
***S-sursa de ultrasunet; R-receptorul;$v_S$-viteza sursei; $v_R$-viteza receptorului; $f_S$-sursa şi receptorul fixe; $f_R$-sursa şi receptorul în mişcare relativă***



Scanned with OKEN Scanner

Lungimea de undă a ultrasunetului care ajunge la observator $\lambda_R$ (Fig. 10) se poate calcula prin raportul dintre distanţa care separă două grupuri de undă rezultând din două acte de emisie separate prin intervalul de timp t şi numărul $n = f_S \cdot t$ de unde ultrasonore emise în acest interval:

$$\lambda_R = \frac{ut - v_S t}{f_S t} \qquad (44)$$

Frecvenţa detectată depinde şi de unghiul pe care fasciculul ultrasonor îl formează cu viteza de deplasare a sursei. Frecvenţa recepţionată de observatorul către care se apropie sursa, pe direcţia de propagare a fasciculului de unde, este:

$$f_R = \frac{u}{u - v_S} f_S \qquad (45)$$

La îndepărtarea receptorului de sursă frecvenţa detectată este dată de relaţia:

$$f_R = \frac{u}{u + v_S} f_S \qquad (46)$$

În relaţiile (44)-(46), $u$ este viteza de propagare a ultrasunetului prin materialul respectiv, iar $v_S$ este viteza cu care se apropie (se depărtează ) sursa de observator.



Scanned with OKEN Scanner

Dacă receptorul se mişcă, iar sursa este fixă, se obţin formule analoage:

$$f_R = \frac{u \pm v_R}{u} f_S \qquad (47)$$

În relaţia (47), am notat cu $v_R$ viteza receptorului relativ la sursă. În cazul în care şi sursa se deplasează cu viteza $v_S$ iar observatorul se mişcă cu viteza $v_R$, modificarea de frecvenţă este dată de relaţia:

$$f_R = \frac{u \pm v_R}{u \mp v_s} f_s \qquad (48)$$

Formulele (48) pot fi uşor obţinute dacă urmărim Fig. 10 în care sunt desenate fronturile de undă pentru cazul când sursa se apropie de detector. Situaţia este analogă cu cazul unui organ intern aflat în mişcare lentă faţă de traductor. În Fig. 10 se sugerează modificarea lungimii de undă a ultrasunetului recepţionat de un receptor fix pentru o sursă mobilă, în cazul când viteza sursei $v_S$ formează un unghi cu direcţia de observaţie.



Scanned with OKEN Scanner

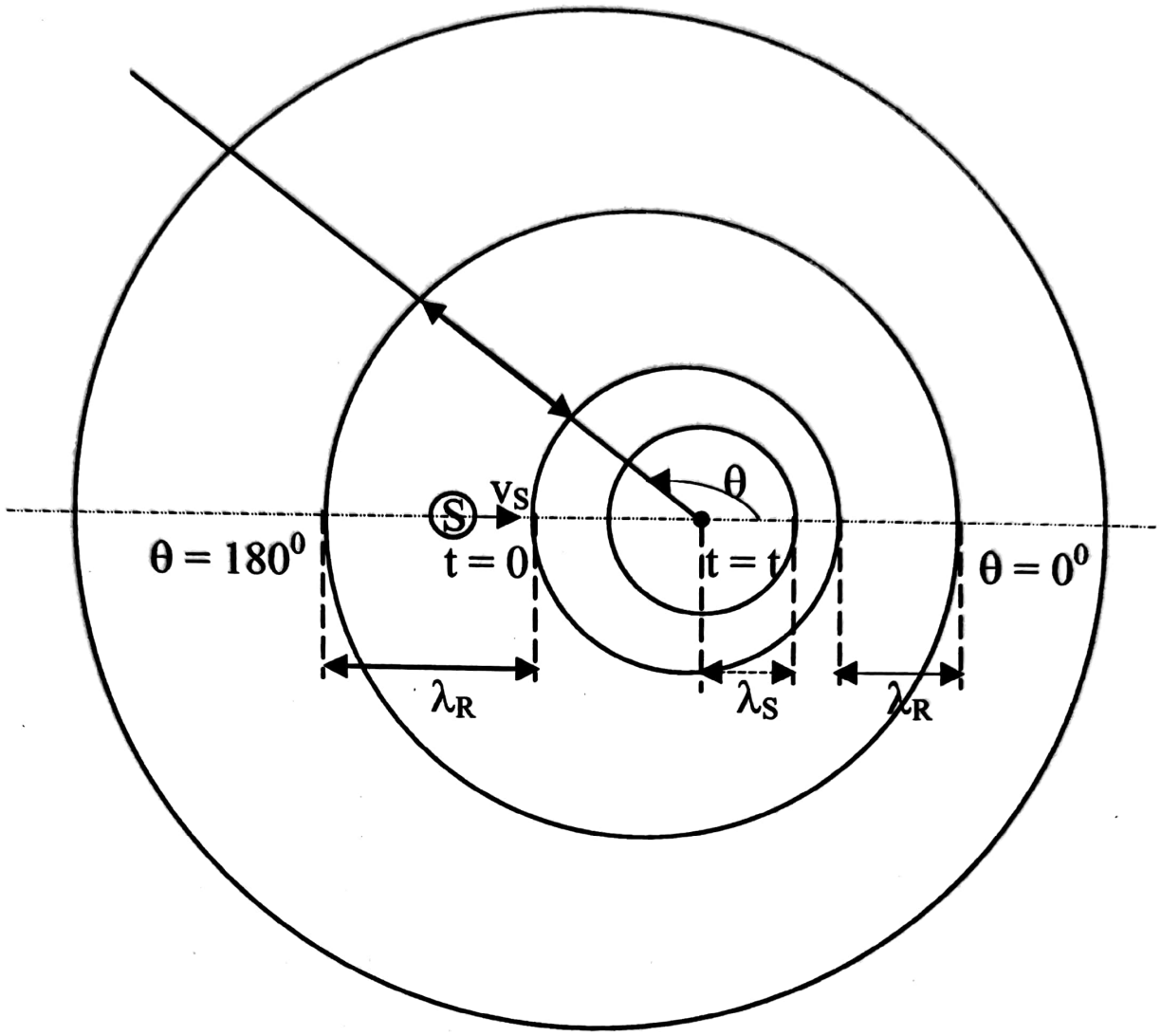



***Fig. 10 Lungimea de undă a ultrasunetului măsurată de un receptor fix R pentru o sursă a cărei viteză formează unghiul θ cu direcţia de observaţie***

Dacă o undă ultrasonoră, cu frecvenţa $f_S$ se propagă cu viteza $u$ printr-un ţesut în mişcare, suprafaţa reflectătoare a ţesutului poate fi considerată ca o nouă sursă de ultrasunet, care se deplasează cu viteza $v_s$ faţă de receptor. În acest caz trebuie



Scanned with OKEN Scanner

avută în vedere o dublă modificare a frecvenţei semnalului (Fig.11). Iniţial se consideră traductorul ca o sursă staţionară iar organul aflat în mişcare ca un receptor, apoi după reflexie, organul aflat în mişcare devine sursă, iar traductorul fix, devine receptor.

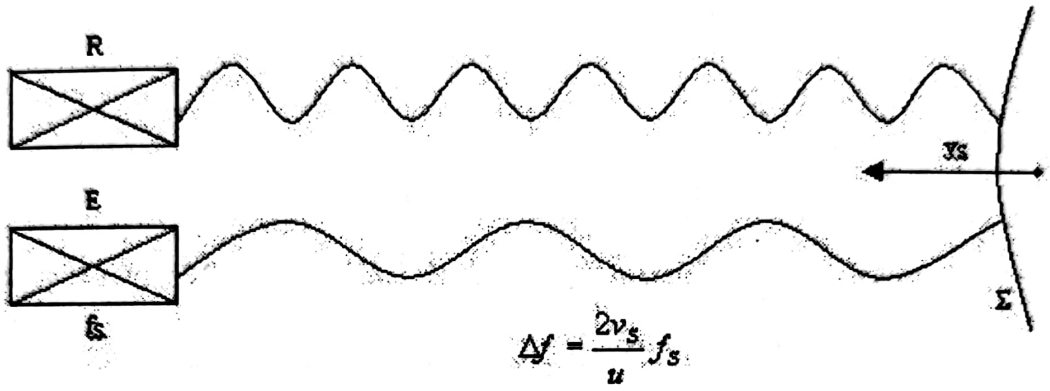



***Fig. 11. Suprafaţa Σ a organului se apropie de traductori, E traductorul emiţător, R-traductorul receptor***

Modificarea de frecvenţă este:

$$\Delta f = f_R - f_S = \frac{\pm 2v_S}{u \mp v_S} f_S \qquad (49)$$

În aplicaţiile practice, viteza de propagare a ultrasunetului prin ţesuturi este mult mai mare decât viteza de deplasare a ţesutului faţă de traductor $(u >> v_s)$. De aceea se poate folosi formula aproximativă:



Scanned with OKEN Scanner

$$\Delta f = \frac{\pm 2v_S}{u} f_S \qquad (49')$$

Semnele din formulele (49) ne arată că frecvenţa recepţionată este mai mare decât frecvenţa ultrasunetului emis de traductor atunci când organul se apropie de traductor, iar când acesta se depărtează este mai mică.

### II.4.1.5. Măsurarea vitezei de curgere a sângelui

În efectul Doppler, modificarea frecvenţei undei reflectate este funcţie de deplasarea relativă a traductorului şi/sau a mediului de propagare.

Semnalul ultrasonor emis de traductorul E este transmis la sânge sau la organul în mişcare (inimă). Undele ultrasonore sunt recepţionate de o mică suprafaţă a zonei studiate care se reflectă către traductor. După reflexie, sistemul de coordonate trebuie schimbat, pentru unda care se întoarce către receptorul R.



Scanned with OKEN Scanner

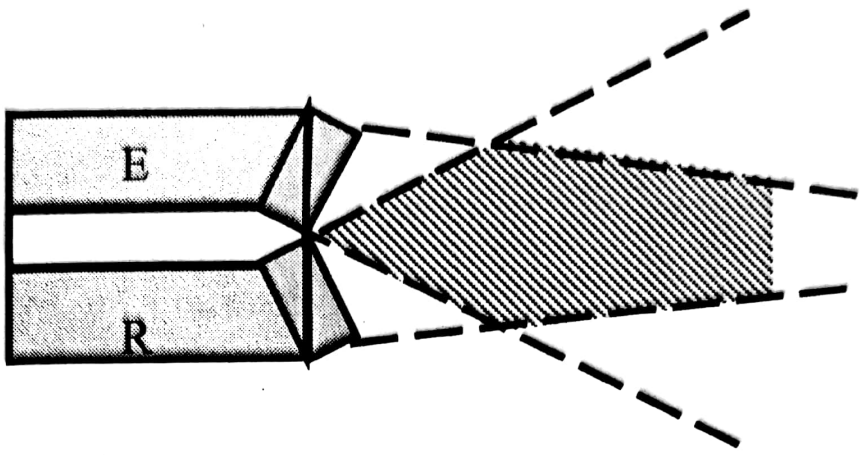



***Fig. 12 Dublul traductor – emiţător E şi receptor R – utilizat în analiza Doppler. (Regiunea haşurată corespunde sensibilităţii maxime a aparatului)***

Cea mai importantă aplicaţie a efectului Doppler în diagnosticul medical este la determinarea vitezei şi debitului sângelui. Este cunoscut faptul că globulele roşii acţionează ca centre de difuzie pentru ultrasunete. Frecvenţa ultrasunetului difuzat depinde de viteza globulelor roşii şi de frecvenţa undei ultrasonore transmise. Formula (49') a fost obţinută pentru cazul când viteza de deplasare a sursei este coliniară cu direcţia fasciculului ultrasonor. Dacă vectorul viteză a sângelui formează un unghi $\theta$ cu direcţia de propagare a fasciculului, (Fig. 13), formula care exprimă deplasarea de frecvenţă în efectul Doppler este de forma:



Scanned with OKEN Scanner

$$\Delta f = \frac{\pm 2v_S}{u} f_S \cos\theta \qquad (49'')$$

Efectul Doppler este maxim pe direcţia fasciculului şi este nul perpendicular la direcţia de propagare a fasciculului.

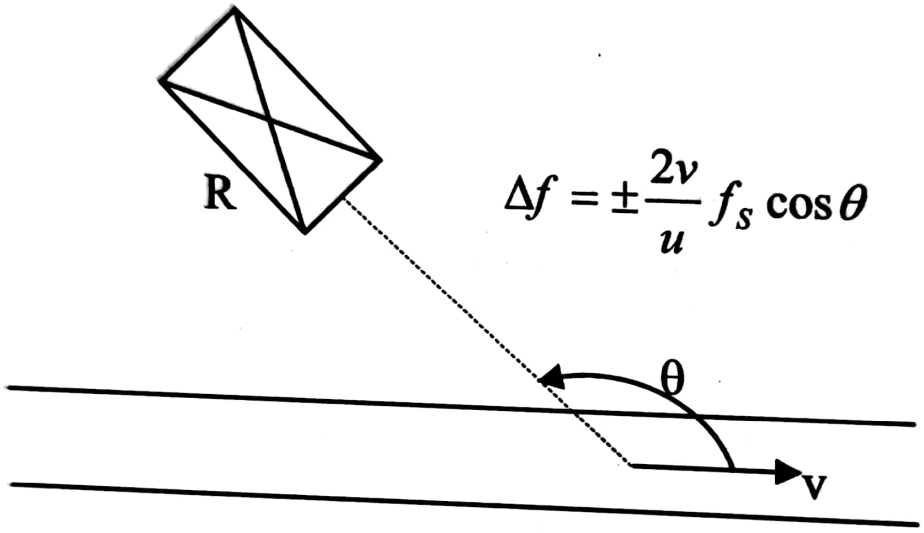



***Fig. 13 Măsurarea vitezei de curgere a sângelui sub unghiul θ dintre viteza de curgere a sângelui şi viteza ultrasunetului***

Dacă particulele difuzante se deplasează cu viteza $v_S$ şi înclinat sub un unghi $\theta$ faţă de fasciculul ultrasonor, în diagnosticul cu ultrasunete poate fi utilizată formula (49) pentru determinarea deplasării de frecvenţă, iar viteza de curgere a sângelui se estimează din relaţia:



Scanned with OKEN Scanner

$$v_s = \pm \frac{\Delta f \cdot u}{2 \cdot f_S \cos \alpha} \qquad (50)$$

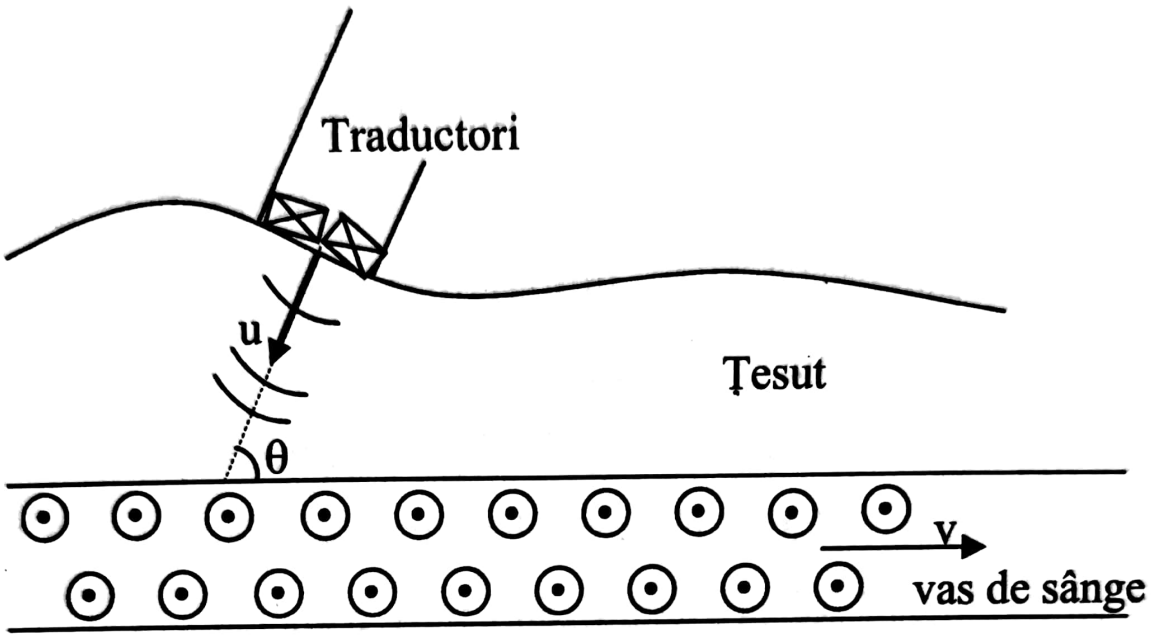



***Fig. 13. Poziţia traductorului pentru măsurarea deplasării Doppler***
*(Globulele roşii se deplasează înclinat, cu viteza v faţă de viteza undelor ultrasonore)*

Simplitatea formulei (50) decurge din faptul că şi sursa şi receptorul sunt considerate staţionare.

Prin compunerea fasciculului de intrare cu fasciculul recepţionat amplificat, rezultă o nouă undă mecanică, caracterizată prin bătăi la frecvenţa egală cu $\Delta f$. Bătăile apar când se compun, prin interferenţă constructivă şi distructivă,



Scanned with OKEN Scanner

două unde cu amplitudini egale dar cu frecvenţe puţin diferite. Bătăile se găsesc în mod frecvent în domeniul audio. Astfel semnalul rezultat poate fi amplificat şi pus într-un sistem speaker. Avantajul de a avea date audibile apelează la facilităţile audio ale omului în a analiza semnalele complexe.

Cele mai simple dispozitive Doppler operează cu dublu traductor, un cristal este utilizat pentru excitarea undei transmise, iar al doilea pentru recepţie. Necesitatea existenţei a două cristale este explicabilă prin faptul că un cristal trebuie utilizat pentru excitarea şi transmiterea undei continue (CW), pe când cel de al doilea este utilizat pentru recepţie, atunci când primul cristal este ocupat cu transmiterea semnalelor. Traductorul destinat analizei curgerii sângelui prin efect Doppler, trebuie să aibă două cristale (Fig. 12), montate sub un unghi, astfel ca unul să emită ultrasunetele transmise, iar celălalt să le recepţioneze pe cele reflectate, într-o zonă de maximă sensibilitate, acolo unde cele două tipuri de unde se suprapun. Ca şi alte dispozitive cu ultrasunete, traductorul este caracterizat printr-o regiune de fascicul efectiv, în care intensitatea ultrasunetului emis de unul dintre traductori este suficient de mare, astfel că celălalt traductor poate detecta cu acurateţe ecourile din această regiune. Astfel, orice deplasare



Scanned with OKEN Scanner

Doppler cauzată de ţesutul care se mişcă în zona efectivă a cristalului emiţător, poate fi detectată de cristalul receptor. Semnalul recepţionat de cristalul traductor este amplificat şi apoi adăugat la o porţiune de semnal transmis. Măsurarea electronică a deplasării Doppler este obţinută examinând frecvenţele reflectate şi comparându-le cu frecvenţa ultrasunetelor emise de traductorul emiţător. Apare o a treia undă cu frecvenţa egală cu diferenţa de frecvenţă măsurată în efectul Doppler.

Problema esenţială a efectului Doppler asociat cu unda continuă (CW) este aceea că, din cauza efectului lor caloric nu pot fi utilizate ultrasunete cu putere mare de penetraţie, cea ce determină pierderea unor informaţii cu privire la mişcările de la diferite adâncimi faţă de suprafaţa pe care se află traductorul. Ele nu permit alegerea unor anumite adâncimi predeterminate, în analiza mişcării sau a curgerii.

În procesul de propagare a ultrasunetului prin ţesut pot apărea semnale nedorite, în domeniul frecvenţelor joase, care trebuie eliminate prin folosirea unor filtre adecvate.

Instrumentele Doppler care funcţionează în impulsuri recepţionează numai ecourile produse la o adâncime oarecare, preselectată, eliminând toate semnalele de la alte adâncimi. În



Scanned with OKEN Scanner

analiza Doppler în impulsuri, imaginea unui ţesut este îmbunătăţită. În detectarea curgerii sângelui la 10 MHz, deplasările de frecvenţă sunt de circa 200 Hz. Frecvenţele mai joase care pot să apară sunt datorate în special mişcării vaselor de sânge.

Dacă se utilizează traductori cu frecvenţă mai mică, puterea de pătrundere a ultrasunetului creşte, fapt evidenţiat prin apariţia în câmpul vizual a altor structuri plasate sub zona analizată iniţial.

Sensibilitatea dispozitivelor care lucrează la frecvenţe ultrasonore mici este inferioară sensibilităţii celor care lucrează la frecvenţe mari. Scăderea în sensibilitate este însă compensată prin creşterea puterii de penetrare a ultrasunetului de frecvenţă mică.

Semnalele Doppler parazite sunt adesea eliminate prin filtrare, cu filtre pentru frecvenţe mai joase de 100 Hz.

Majoritatea ecografelor Doppler pot detecta amplitudinea deplasării de frecvenţă a semnalului ultrasonor. Puţine au totuşi capacitatea de a ne informa asupra creşterii sau scăderii frecvenţei detectate. Astfel, numai un număr limitat de dispozitive Doppler pot detecta mişcarea direcţională şi pot măsura viteza de deplasare a ţesuturilor. Informaţia direcţională



Scanned with OKEN Scanner

este transmisă electronic, separând acele semnale care au o deplasare de frecvenţă pozitivă sau negativă.

Dispozitivele Doppler în pulsuri (PW) pot măsura distanţa până la ţesuturile reflectante.

Deplasarea Doppler provenită de la un ţesut în mişcare este proporţională cu frecvenţa de intrare ($f_s$) Astfel, o frecvenţă înaltă cauzează o deplasare Doppler mai mare, crescând sensibilitatea dispozitivului. În acelaşi timp, fasciculele sonore de înaltă frecvenţă sunt definite prin semnale mai înguste, ceea ce contribuie la creşterea puterii de rezoluţie a aparatului. Utilizarea ultrasunetelor de înaltă frecvenţă în analiza Doppler este limitată din cauza efectelor nocive ale acestora.

În scopul stabilirii unui diagnostic corect cu o unitate Doppler, trebuie avute în vedere o serie de limitări ale metodei, cum ar fi:

- pierderea informaţiilor prin utilizarea filtrelor;
- dificultăţile legate de localizarea unor structuri;
- interpunerea mai multor fascicule în calea fasciculului ultrasonor analizat (fapt care poate fi eliminat printr-o manevrare atentă a traductorului);
- structurile aflate în profunzime sunt dificil de detectat



Scanned with OKEN Scanner

din cauza atenuării ultrasunetelor;

- mişcări ale traductorului relativ la suprafaţa mediului de propagare pot produce deplasări Doppler suplimentare.

## II.4.2. Ultrasunetele în tratament

R. Polman şi colaboratorii săi Rechter şi Parow [48] au fost primii care au introdus în anul 1938 utilizarea ultrasunetelor în terapia unor nevralgii şi a mialgiilor, punând şi primele probleme legate de dozajul frecvenţelor şi intensităţilor utilizate. Aprecierea eronată a efectelor negative ale ultrasunetelor asupra unor animale a stagnat însă dezvoltarea tehnicilor de terapie sau de diagnostic cu ultrasunet. Abia după 10 ani cercetările au continuat, iar în 1949 a avut loc şi primul congres internaţional de ultrasunete, la care 70 de comunicări sesizau efectele obţinute în tratarea cu ultrasunete a peste 100.000 de pacienţi în diverse condiţii şi pentru diverse afecţiuni. Curând au apărut şi primele monografii în editurile de pe lângă centrele universitare, în care se prezentau diverse posibilităţi de terapie şi diagnostic cu ultrasunete [25-27, 49-58]. Astăzi se cunosc numeroase aplicaţii ale ultrasunetului în terapie, de la tratarea migrenelor



Scanned with OKEN Scanner

sau a mialgiilor, la eliminarea unor ţesuturi sau tumori, în oftalmologie, în dermatologie, aerosoloterapie, în recuperare sportivă.

Cercetările au arătat că parametrii ultrasunetului, cum ar fi frecvenţa, forma semnalului sau intensitatea lui, au o deosebită importanţă în efectele obţinute în terapie [59-69].

Astfel, dacă ultrasunetul este utilizat în tratarea unor afecţiuni superficiale (de exemplu dermatologice), trebuie folosite frecvenţe mari (mai mari decât 0,8 MHz) care asigură investigarea ţesuturilor superficiale, pe când la frecvenţe mai mici efectul de profunzime este crescut. În dermatologie, gama frecvenţelor utilizate este de 2 – 2,5 MHz, pe când pentru acţiuni în profunzimea ţesuturilor, sunt preferate frecvenţe din domeniul 0,4 – 0,5 MHz.

Sursele de ultrasunete pot genera semnale continue sau semnale modulate prin variaţia periodică a înaltei tensiuni.

Ultrasunetul în regim continuu este o undă longitudinală neîntreruptă, acţionând continuu asupra mediului. Produce micromasaj tisular intern. Are efecte analgetice şi miorelaxante superioare, însă în caz de supradozaj, ultrasunetul în regim continuu poate produce efecte calorice importante.



Scanned with OKEN Scanner

Ultrasunetul în regim de impulsuri este emis la intervale egale de timp, emisia fiind întreruptă ritmic, cu o anumită frecvenţă. Forma impulsului poate fi dreptunghiulară, trapezoidală sau triunghiulară. Frecvenţa şi durata impulsurilor pot fi reglate. Raportul dintre durata impulsurilor şi perioada lor de repetiţie (durata impulsului plus durata de pauză) se numeşte coeficient de umplere. Prin modificarea coeficientului de umplere se modifică raportul dintre durata impulsului şi durata pauzei, care determină efectele ultrasunetelor utilizate. În medicină raportul de umplere optimă este de 1,4 – 1,5.

Impulsurile dreptunghiulare cu frecvenţă şi durată variabilă sunt indicate în special în tratamentele atermice, în cazurile în care trebuie utilizate efectele mecanice şi/sau cele chimice ale ultrasunetelor. S-a constatat acţiunea analgetică a ultrasunetului de joasă frecvenţă, (50-100 KHz) şi frecvenţa impulsurilor de 1 Hz (60 impulsuri pe secundă).

Se consideră că efectele undelor ultrasonore în regim continuu şi în regim de impulsuri sunt diferite în diverse stadii ale unei boli. În stadiul acut, datorită intensităţii mai scăzute, precum şi a componentei termice mai reduse se recomandă folosirea tehnicii în impulsuri. Ultrasunetele în regim de impulsuri sunt indicate în tratarea nevralgiilor, a sistemului



Scanned with OKEN Scanner

nervos periferic sau a sindroamelor radiculare (sindroame dureroase acute).

### II.4.2.1. Acţiunea ultrasunetelor în terapie

Ultrasunetele se propagă prin dilatări şi comprimări succesive, astfel încât elementele tisulare traversate se aglomerează şi se rarefiază continuu. Prin acest mod de propagare, ultrasunetele determină un micromasaj de înaltă frecvenţă, având ca urmare modificări morfologice şi funcţionale ale ţesuturilor. Metabolismul cunoaşte o intensificare în urma iradierii cu ultrasunet, prin creşterea permeabilităţii membranelor. Au fost evidenţiate şi procese de regenerare tisulară, utilizate în special în acţiunile recuperatorii. Acţiunile mecanice nu trebuie intensificate prin creşterea energiei transportate de ultrasunet, deoarece ultrasunetele foarte intense produc fenomene de cavitaţie. Intensităţi ultrasonore de peste 2 $W/cm^2$ pot produce leziuni ireversibile ale ţesuturilor sau ale organelor. În doze mai mici cavitaţia ultrasonoră produce doar mici vezicule, fără lezarea ţesutului prin care se propagă ultrasunetul. De aceea dozele mari se pot folosi numai în chirurgie.



Scanned with OKEN Scanner

Prin faptul că sunt absorbite de ţesuturi, ultrasunetele au şi efect termic. În cazul utilizării unor doze nu prea mari şi în condiţii fiziologice normale, căldura nu se acumulează în locul iradiat. Diminuarea efectelor calorice se poate realiza prin utilizarea ultrasunetelor în regim de impulsuri şi reglarea corespunzătoare, în funcţie de scopul urmărit, a raportului dintre durata impulsului şi perioada de pauză.

Ultrasunetele au şi efecte fizico-chimice, cum ar fi creşterea permeabilităţii membranelor, amestecarea lichidelor ne-miscibile, modificarea stării de gel sau de sol, reacţii de oxido-reducere, modificarea pH-ului, în sensul alcalinizării. Procesele inflamatorii sunt induse de acidoză. Ultrasunetul creează condiţii de eliminare a sărurilor. Procesul antiinflamator este determinat şi de eliberarea treptată a inhibitorilor enzimelor proteolitice.

Ultrasunetele au şi efecte biologice, acţionând asupra sistemului nervos, pe cale neuro-reflexă şi neuro-umorală. Induc excitaţie nespecifică a sistemului neuro-vegetativ, dezinhibă şi normalizează acţiunile vaso-motorii. Astfel, ultrasunetele au un efect calmant asupra întregului organism. Prin iradiere cu ultrasunet, sistemul hipotalamo-hipofizo-cortico-suprarenal este scos din starea de inhibiţie, fapt dovedit



Scanned with OKEN Scanner

prin scăderea curbei eozinofiliei de bază. Ultrasunetele au efecte de stimulare a circulaţiei, de reglare a tonusului muscular, de calmare a durerilor şi de ameliorare a troficităţii.

### II.4.2.2. Dozaj în ultrasonoterapie

După cum se ştie, în mediile omogene, ultrasunetele se propagă ca un amestec de unde longitudinale şi transversale. În astfel de medii, energia ultrasonoră se poate măsura prin efectele induse de ultrasunet.

Organismul este o structură stratificată, cu numeroase suprafeţe de separaţie, la nivelul cărora au loc multiple reflexii, care împiedică măsurarea corectă a energiei. Din acest motiv, doza de ultrasunet, definită ca fiind cantitatea de energie absorbită în unitatea de timp de unitatea de volum a corpului iradiat, nu poate fi evaluată cu precizie. Măsurarea energiei ultrasonore din unitatea de volum a organismului este foarte dificilă, din cauza alternanţei dintre structurile musculare, tendinoase, adipoase, osoase, la limita de separaţie a cărora se produc reflexii, dependente de impedanţa acustică a fiecărui ţesut. De aceea, în aprecierea dozei de ultrasunet se are în vedere directa proporţionalitate între aceasta şi efectul ei biologic [63,64].



Scanned with OKEN Scanner

Lothmar [65] defineşte o unitate de ultrasunet, ca fiind acea energie a ultrasunetului cu intensitate I = 0,75 W/cm$^2$ care, acţionând timp de un minut, distruge, în proporţie de 50%, larvele de Drosophyla Melanogaster.

În ultrasonoterapia modernă, în operaţia de dozare a ultrasunetului, în afară de frecvenţa vibraţiilor, se au în vedere următoarele mărimi: intensitatea ultrasunetului în W/cm$^2$; modul de lucru al emiţătorului, (în regim continuu sau în impulsuri), durata iradierii, câmpurile de tratament, intervalul dintre şedinţe.

Edel şi Bergman [66,67] au demonstrat efectul benefic al ultrasunetelor de doze mici (sub 0,5 W/cm$^2$).

Ultrasunetele de joasă frecvenţă acţionează asupra centrelor vasomotorii, care sunt scoşi din starea de inhibiţie indusă de anumite afecţiuni.

Zuraviev şi Peneva [70] au clasificat ultrasunetele după efectele lor asupra serului sanguin în:

- Domeniul I (0,1 – 0,4 W/cm$^2$) cu ultrasunete care produc modificări reversibile;
- Domeniul II (0,5 – 0,6 W/cm$^2$), domeniul intensităţilor terapeutice medii, cuprinzând ultrasunete cu acţiune fizico-chimică maximă;



Scanned with OKEN Scanner

- Domeniul III ($I > 0,8$ W/cm$^2$ ) cuprinzând ultrasunetele care produc modificări stabile şi ireversibile ale ţesuturilor. Acestea nu pot fi incluse în ultrasonoterapie.

Aceleaşi domenii, cu variaţii infime ale limitelor extreme, au fost tabelate şi de Edel [60].

Evoluţia istorică a dozajului utilizat în tratament este ilustrată în tabelul 14.

***Tabelul 14 Doze(în W/cm$^2$) utilizate în tratament***

| **Trepte de dozaj** | ***Între* 1938 – 1960** | **După 1960** | **Doze actuale** |
|---|---|---|---|
| Doze mici | 0,5-1,5 | 0,1-0,5 | 0,05-0,4 |
| Doze medii | 1,5-3,0 | 0,5-1,5 | 0,5-0,8 |
| Doze mari | peste 3,0 | 2,0- 3,0 | 0,9-1,2 |

Probleme de dozaj, legate de folosirea eficientă şi cu cât mai puţine riscuri, a ultrasunetelor în medicina umană, sunt abordate în diverse articole şi monografii [63-72].

Valoarea intensităţii ultrasunetelor utilizate depinde de :

- natura afecţiunii tratate (spre exemplu, în spondilita anchilozantă, sunt suportate doze mai mari decât în nevralgii sau nevrite);



Scanned with OKEN Scanner

- stadiul afecţiunii (în stadiile acute se aplică doze mai reduse decât în stadiile cronice, pentru care pot fi utilizate doze mai mari);
- vârsta pacientului (sub 18 ani şi peste 60 ani, dozele vor fi reduse);
- starea generală a pacientului (în cazul labilităţii neurovegetative, oboseală, somnolenţă, cefalee, se recomandă reducerea dozelor);
- regiunea tratată, (grosimea stratului tisular);
- forma de cuplaj (intensităţi mai mari în aplicaţiile subacvatice);
- metoda de manevrare a traductorului (intensităţi mai mici în metoda statică);
- calea de aplicare a ultrasunetului (pentru aplicaţii neuro-reflexe intensităţi mici 0,2-0,3 sau 0,5 $W/cm^2$).

Se consideră că există o limită inferioară, sub care ultrasunetul nu mai are efecte şi o limită superioară, peste care efectele ultrasunetelor sunt nocive.

Aparatura medicală modernă emite ultrasunete de intensităţi până la 2 $W/cm^2$. Dozele terapeutice se stabilesc prin tatonări. La primele şedinţe se folosesc doze mai mici,



Scanned with OKEN Scanner

crescând doza cât se consideră necesar, în funcţie de reacţiile imediate şi tardive, precum şi de rezultatele obţinute.

Durata terapiei cu ultrasunete este stabilită în funcţie de natura afecţiunii, intensitatea ultrasunetului, vârsta şi starea generală a pacientului. Tratamente lungi cu ultrasunete de intensitate scăzută pot avea efecte diferite de cele ale tratamentelor de scurtă durată cu ultrasunete de intensităţi mari. Dozele mici au efecte biologice, terapeutice şi fiziologice mai favorabile.

### II.4.2.3. Aparate utilizate în ultrasonoterapie

Un aparat utilizat în terapia cu ultrasunete trebuie să conţină generatorul de înaltă frecvenţă, cablul de racord şi traductorul. Oscilaţiile electrice de înaltă frecvenţă sunt transformate în vibraţii mecanice de către emiţătorul de ultrasunete montat în traductor. Traductorul este un component al instalaţiei cu dublu rol, transmite unda ultrasonoră primară şi recepţionează unda reflectată. În mod uzual, fiecare aparat utilizat în terapia cu ultrasunete are două traductoare, unul mic şi unul mare. De obicei generatorul de înaltă frecvenţă include aparate şi dispozitive de măsură şi de reglare a parametrilor ultrasunetului, dar şi aparate de afişare a intensităţii, frecvenţei



Scanned with OKEN Scanner

şi tensiunii ultrasonore. Frecvenţele ultrasunetelor utilizate în terapie variază între 0,8 şi 1 MHz.

Emiţătorul ultrasonor transformă oscilaţiile electrice în oscilaţii mecanice pe baza efectului piezoelectric invers. Componenta lui de bază este cristalul piezoelectric sau ceramica policristalină sintetică (titanat de bariu), care produce un efect de patru ori mai competitiv decât cuarţul. Aparatele cu cuarţ pot lucra până la 200°C, pe când cele pe bază de ceramică policristalină lucrează până la 120 °C.

Panoul de comandă al generatorului de ultrasunet conţine:

- comutatoare pentru pornirea şi pentru creşterea intensităţii, pentru ambele traductoare;
- instrument pentru măsurarea intensităţii ultrasunetului emis;
- bornă pentru cuplarea cu mufele cordoanelor traductoarelor;
- ceas semnalizator pentru marcarea timpului şedinţei de tratament. Ceasul semnalizator întrerupe automat funcţionarea aparatului la expirarea timpului fixat pentru tratament.

Pe panoul de comandă se mai află becuşoare care atestă funcţionarea generatorului, comutatoare pentru folosirea



Scanned with OKEN Scanner

câmpului ultrasonor în regim continuu sau în impulsuri, comutatoare pentru folosirea traductorului mic sau a celui mare.

Suprafaţa de iradiere a emiţătoarelor ultrasonore este între 4 – 10 $cm^2$. Traductorul mic emite uniform pe toată suprafaţa. Câmpul emis de traductorul mare prezintă unele variaţii de la zona centrală către exterior, variaţii care depind de tipul aparatului şi de firma producătoare.

Traductorul mare [68] are suprafaţă variabilă de la 4 $cm^2$ (la aparatele germane Sonosan Huttinger, Sonosat 733) până la 6,4 $cm^2$ la aparatele germane de tip TUR sau la cele romaneşti de tip Misonic).

Traductorul mic are suprafaţa capului de la 1 $cm^2$ (Sonosat) la 1,4 $cm^2$ (TUR şi Misonic). De obicei intensitatea ultrasunetului emis de capul traductorului este mai mare în centru şi mai mică spre margini. Capul traductoarelor este construit etanş, permiţând lucrul sub apă. Traductoarele trebuie folosite cu grijă de către terapeut care ar putea fi afectat de ultrasunet la nivelul mâinii şi antebraţului.

În ţara noastră există aparate de tip TUR ($US_2$, $US_5$, $US_6$) produse de VEB Trans. U Roentgen (Dresden), cu frecvenţă de 0,8 MHz şi intensitate între 0,05 şi 4 $W/cm^2$ sau



Scanned with OKEN Scanner

SONOSTAT (545, 812, 631) produse de uzinele Siemens Reiniger A.G., având frecvenţa de 1 MHz. care lucrează fie în regim de impulsuri, fie în regim continuu.

Aparatura modernă de ultrasunet pentru tratament este uşoară, nu depăşeşte câteva zeci de kilograme şi permite utilizarea ultrasunetelor de diferite puteri cu diferite forme ale semnalelor.

### II.4.2.4. Tratamentul cu ultrasunete

Tratamentul cu ultrasunet se bazează pe efectele fiziologice ale acestuia:

- analgetice
- miorelaxante
- hiperemiante.

Efectele analgetice prin intermediul sistemului nervos central, presupun activarea unui sistem de inhibare a transmisiei inflamaţiei dureroase prin stimulare electrică selectivă a fibrelor care nu conduc senzaţia de durere şi care închid accesul informaţiilor prin fibrele pentru durere, precum şi stimularea electrică precisă a ariilor cerebrale, în special din substanţa cenuşie mezencefalică cu rol inhibitor al durerii.



Scanned with OKEN Scanner

Efectele miorelaxante se explică prin acţiunea vibratorie a ultrasunetului asupra proprioreceptorilor musculari şi tendinoşi.

Acţiunea hiperemiantă, realizată prin sistemul nervos vegetativ, are efecte resorbtive şi vasculotrofice, produse prin vasodilataţia arteriolelor şi capilarelor, activând circulaţia sanguină.

Ultrasunetele mai au o serie de efecte fiziologice secundare, cum ar fi:

- efecte fibriolitice (legate de fenomenul de rupere a fragmentelor tisulare);
- efecte antiimflamatorii (explicabile prin acţiuni vasomotorii şi metabolice).

Ultrasunetele sunt utilizate în tratarea stărilor fiziopatologice, cum ar fi afecţiunile de natură reumatică, traumatică sau în medicina internă [53-62].

Tratamentul cu ultrasunet are eficienţă în stadiile subacute în care procesele inflamatorii au cedat, în subluxaţii şi contracturi, uneori în poliartrita reumatoidă, dar dozele trebuie aplicate cu grijă, eventual subacval, cu emiţător mobil, de 0,1 – 0,2 $W/cm^2$ pentru regiunea cervicală, de 0,1 – 0,2 $W/cm^2$ pentru regiunea dorsală, de 0,2 – 0,3 $W/cm^2$ pentru regiunea



Scanned with OKEN Scanner

lombară. Durata şedinţelor trebuie să fie de 3 - 8 minute, iar numărul şedinţelor nu trebuie să depăşească 12.

Tratamentul cu ultrasunete este recomandat în relaxarea spasmelor musculare şi în calmarea durerilor. Periartritele, în special cele scapulo-umerale, reacţionează bine la ultrasunet. O serie de tendoperiostite reumatismale au fost tratate cu rezultate bune (peste 60% din cazuri cu rezultate remarcabile) cu dispariţia fenomenelor dureroase şi revenirea capacităţii funcţionale. Şi afecţiunile articulare degenerative, în special artrozele, sunt sensibile la ultrasunet. Durerile în artroze sunt cauzate de influenţa unor procese articulare asupra muşchilor, tendoanelor şi aparatului fibros, pe care ultrasunetele le pun în mişcare oscilatorie, le încălzesc şi le relaxează.

Stările dureroase la nivelul coloanei vertebrale sunt cauzate de leziuni degenerative, defecte de postură, modificări patogene ale articulaţiilor vertebrale, de discurile intervertebrale, de aparatul musculo-ligamentar, de nervii rahidieni. Se indică tratamentul cu ultrasunet al muşchilor contractaţi şi al zonelor dureroase. Se recomandă tratament local cu ultrasunete, tratament pe segmente de coloană, cât şi pe muşchii din jurul coloanei. Se pot folosi ultrasunete în regim de impulsuri, sau în regim continuu.



Scanned with OKEN Scanner

## II.4. Aplicaţii ale ultrasunetelor în medicină

Spondiloza poate fi tratată cu ultrasunet, local, în reprize de 3 - 5 minute, cu intensităţi de 0,1 – 0,5 W/cm$^2$. În hernia de disc, ultrasunetul poate calma durerile şi poate diminua fenomenele inflamatorii, însă afecţiunea de bază rămâne.

Tratamentul cu ultrasunet poate duce la recuperarea parţială a ţesutului conjunctiv în spondilita anchilopoietică. Ultrasunetul determină modificări ale capsulelor cu degenerescenţă fibroasă, din articulaţiile costo-vertebrale, determinând creşterea volumului respirator şi diminuarea senzaţiei de încorsetare. Afecţiunea de bază în spondilită nu poate fi ameliorată prin tratament cu ultrasunet, acesta influenţând pozitiv numai durerile şi înlăturând contracturile musculare.

Tratamentul cu ultrasunet este stric interzis în cazurile de TBC şi în afecţiunile tumorale.

Au fost observate ameliorarea durerilor şi diminuarea contracturii musculare în mialgii (cu vindecări de peste 70%) prin iradiere locală paravertebrală, în segmentele dureroase, cu doze de 0,2 – 0,5 W/cm$^2$, durate de 3 - 5 minute, în maximum 12 şedinţe.



Scanned with OKEN Scanner

Ultrasunetul are efecte antispastice, determină tonifierea musculaturii şi creşterea posibilităţilor de mişcare, de aceea poate fi utilizat cu bune rezultate şi în stimularea muşchilor hipotonici sau paralizaţi [68,69]. Ameliorarea circulaţiei sanguine şi a metabolismului prin tratament cu ultrasunet a fost evidenţiată în tratamentul distrofiei progresive.

Stuhlfauth a arătat [71] că tratamentul neuroreflex cu ultrasunet influenţează sistemul nervos vegetativ. Au apărut tehnici cu acţiune reflexă a ultrasunetelor, cum ar fi:

- aplicarea segmentară indirectă pe zonele paravertebrale corespunzătoare rădăcinilor nervoase medulare, în procesele patologice ale membrelor;
- aplicarea segmentară directă pe cale neurală de-a lungul nervilor periferici (sau de-a lungul arterelor mari cu acţiune pe plexurile simpatice însoţitoare). Acţiunea are aceleaşi principii ca şi masajul reflexogen şi se aplică în sens candal-cranian.
- aplicaţii reflexe la distanţă pe ganglionii simpatici (ganglionul stelat).



Scanned with OKEN Scanner

### II.4.2.5. Stabilirea metodelor de tratament în funcţie de natura ţesuturilor

Condiţiile de tratament sunt stabilite în funcţie de natura ţesuturilor [63,64].

Pentru ţesuturile cutanate vor fi folosite ultrasunete de intensităţi mici 0,1 – 0,2 W/cm$^2$, în zonele hiperalgice dozele vor fi reduse la 0,02 W/cm$^2$ (după Hintzelmann [72]). Traductorul se manevrează liniar, de-a lungul segmentelor cutanate. Pentru efecte în stratul cutanat, se folosesc soluţii de contact mai dense decât uleiul.

În cazul tratării ţesutului muscular, manevrarea traductorului trebuie efectuată fără presiune, cu mişcări sinusoidale, spirale, schimbând sensul mişcării la zonele de inserţie în direcţia fibrelor tendo-musculare, nu transversal pe ele. Se vor trata zonele de trecere de la muşchi la tendoane, zonele tendinoase şi cele ligamentare. Dozele de intensitate pot fi mai mari comparativ cu tratamentul ţesutului cutanat.

În cazul tratării ţesuturilor articulare sau osoase se vor evita sau trata cu intensităţi reduse zonele cu vascularizare superficială evidentă din vecinătatea articulaţiilor. Umerii se vor trata cu braţul în poziţie de abducţie la 90° şi în rotaţie externă sau internă, în funcţie de caz. Dacă sunt tratate degetele



Scanned with OKEN Scanner

mâinii, acestea vor fi mobilizate activ în timpul tratamentului, prin mişcări de flexie, extensie, lateralizare.

În cazul tratării fracturilor, se vor practica ferestre în aparatul gipsat pentru a stimula cu energia ultrasonoră formarea calusului.

Trebuie evitate regiunile cu creşteri osoase la suprafaţă.

Încăperea în care se efectuează tratamentul trebuie să asigure confort termic. Patul sau scaunul pe care se aşează pacientul să fie din lemn, iar aparatul să aibă împământarea asigurată. La începerea tratamentului cu ultrasunet, pacientul trebuie să se afle în echilibru termic general. În cazul extremităţilor cu deficienţe de circulaţie, acestea trebuie încălzite prin scurte băi locale calde. Nu se realizează tratament cu ultrasunet în cazul stărilor febrile. Regiunea tratată nu trebuie să aibă compresiuni care să stânjenească circulaţia sanguină locală.

Durata şedinţelor de tratament cu ultrasunet variază în funcţie de suprafaţa regiunii tratate, de afecţiune, de stadiul evolutiv al afecţiunii. În general, durata şedinţelor este de 2 - 5 minute, iar pentru articulaţii mari este de 6 - 10 minute. Timpul de aplicare a ultrasunetului nu trebuie să depăşească 10 - 15 minute în aceeaşi şedinţă. Ritmul şedinţelor poate fi zilnic sau



Scanned with OKEN Scanner

la două zile. Seria şedinţelor variază în funcţie de rezultatele şi scopul urmărit. Ele se pot repeta după 4 - 6 săptămâni.

Aparatele moderne au cuplaj automat cu ceas semnalizator, care indică timpul efectiv de tratament. Ceasul este întrerupt atunci când traductorul nu realizează contact intim cu suprafaţa tratată. Uneori când contactul traductorului cu suprafaţa tratată nu depăşeşte 50% din suprafaţa capului acestuia, se produce o avertizare automată.

În timpul tratamentului cu ultrasunet trebuie avute în vedere următoarele indicaţii [49,68]:

- tratamentul nu trebuie urmat de altă procedură;
- nu se aplică ultrasunet şi masaj în aceeaşi jumătate de zi, deoarece au acţiune asemănătoare, ca terapie neuro-reflexă;
- este contraindicată aplicarea simultană a ultrasunetelor şi radiaţiilor X;
- tratamentul cu ultrasunete poate preceda şedinţele de kinetoterapie, datorită acţiunii analgetice şi miorelaxante a ultrasunetelor;
- ultrasunetele pot fi aplicate concomitent cu curenţii de joasă tensiune în scopul potenţării analgetice şi miorelaxante.



Scanned with OKEN Scanner

# Bibliografie


1. D. Ausländer, Fizica ultrasunetelor, în Ultrasunetele în medicină şi biologie, ed. V. Vasilescu şi N. I. Nagy, Ed. Medicală, Bucureşti, p. 9-50, 1984.
2. I. I. Nagy, Ultrasunetele în medii biologice, în Ultrasunetele în medicină şi biologie, ed. V. Vasilescu şi N. I. Nogy, Ed. Medicală, Bucureşti, p. 51-81, 1984.
3. M. I. Hedges, S. Leeman, P. Vaughan, Acoustic cavitation, Proc. Underwater Acoustic Group, Institute of Acoustics, London, 1977, 5, p. 9.
4. G. R. Haar, S. Daniels, Evidence for ultrasonically induced cavitation "in vivo", Phys.Med. Biol., 1981, 26,1145.
5. D. Ausländer, I. Barbur, A. Ciupe, I. Lenart, L. Onițiu, T. Porumb, C. Serban, Fizica Stării Lichide, Lucrări de laborator, Universitatea Babeş-Bolyai, Cluj-Napoca, Facultatea de Matematică şi Fizică, Cluj, 1987.
6. F. A. Gurstein, R. G. Ludkovskaia, T. B. Suslovat, Biofizika, 1075, 22, 261.
7. K. J. W. Taylor, I. P. Pond, Interaction of US and biological tissues, Dhew Publication (FDA), 1972, 87, 73.




Scanned with OKEN Scanner

34. J. Vanysek, J. Preisova, J. Obraz, Ultrasonography in Ophthalmology, Ed. Butter Worth, London, 1971.

35. K. Ossoinig, Zum Problem der akustischen Tumordiagnostik von Auge und Orbita, SIDUO Kongressbericht, 1965, 185.

36. K. Ossoinig, Die Ultraschalldiagnostik der Tumoren in der Augenhohle, Ambrecht. v. Graefes Arch. Ophthal., 1967, 172, 364.

37. H. Gernet, Biometrie des Auges mit Ultraschall, Kln. Mbl. Augenheilk, 1965, 146, 863.

38. F. Stamatian, R. Badea, F. Fodor, C. Streian, S. Drăgulescu, I. D. Merfu, G. Lungu, G. Jovin, Diagnosticul cu ultrasunete, în Ultrasunetele în medicină şi biologie, ed. V. Vasilescu şi N. I. Nagy, Ed. Medicală, Bucureşti, 1984, 157.

39. G. Schneider, Zur echometrischen Bulbuslangenmessung, Klin, Mbl. Augenheilk., 1981, 178, 74.

40. A. Nover, W. Grote, Untersuchungen über die Reflexion der Ultraschalls an Netzhalt, Aderhaut und Sklera, Albrecht v. Graefes Arch. Ophthal., 1965, 168, 388.



Scanned with OKEN Scanner

# Epilog

Aceste câteva comentarii adunate din literatura de specialitate, referitoare la ultrasunete, la efectele ultrasunetelor şi la posibilitatea utilizării lor fără risc în diagnostic şi terapie sunt menite să reţină atenţia tinerilor cercetători atât asupra vastelor domenii de aplicabilitate a ultrasunetelor, cât şi asupra necesităţii efectuării unor serioase cercetări fundamentale şi aplicative ale căror rezultate să fuzioneze cu cele precedente, în scopul diminuării sau eliminării, atunci când este posibil, a efectelor nocive ale acestor unde mecanice.

Desigur că, pe primul plan se află domeniul medical de aplicabilitate, dar să nu uităm rolul ultrasunetelor ca mijloc fizic de obţinere a unor informaţii ştiinţifice referitoare la parametrii fizici ai mediilor condensate, cum ar fi coeficienţii de compresibilitate, gradul de clusterizare a lichidelor complexe sau presiunea internă în lichide.

Astăzi cercetarea fundamentală în domeniul mecanicii ondulatorii, a curgerilor vâscoase, în declanşarea sau încetinirea unor reacţii chimice, defectoscopie şi alte domenii



Scanned with OKEN Scanner

ale fizicii sau biofizicii sunt de neconceput fără aportul ultrasunetelor, purtătoare de informaţii atât prin ele însele, cât şi prin efectele produse în procesele de interacţiune cu substanţa.

Autorii speră ca prezentul material să trezească interesul pentru aprofundarea acestui domeniu şi pentru găsirea unor noi aplicaţii ale ultrasunetelor.

BIBLIOTECA TEHNICĂ
"GH. ASACHI"
IAŞI

Scanned with OKEN Scanner

# Cuprins

I.1. Unde ultrasonore..... 5

I.1.1. Tipuri de unde ultrasonore..... 6

I.1.2. Ecuaţia undei plane..... 9

I.1.3. Mărimi caracteristice undelor ultrasonore.... 17

I.1.3.1. Presiunea ultrasonoră..... 18

I.1.3.2. Energia transportată de undele ultrasonore... 22

I.1.3.3. Impedanţa acustică..... 25

I.1.3.4. Viteza de propagare a undelor ultrasonore... 26

*I.1.3.4.1. Viteza de propagare în solide*..... 27

*I.1.3.4.2. Viteza de propagare în lichide*..... 31

*I.1.3.4.3. Viteza de propagare în gaze*..... 33

I.2. Fenomene de descompunere şi compunere a undelor ultrasonore.....36

I.2.1. Reflexia şi refracţia undelor ultrasonore..... 36

I.2.1.1. Reflexia şi refracţia undelor la incidenţa normală..... 36

I.2.1.2. Reflexia şi refracţia undelor la incidenţa oblică..... 41



Scanned with OKEN Scanner

I.2.2. Interferenţa undelor ultrasonore..... 44

I.3. Atenuarea undelor ultrasonore.....53

I.3.1. Atenuarea prin reflexie..... 57

I.3.2. Atenuarea prin absorbţie..... 58

I.3.2.1. Teoria clasică a absorbţiei..... 58

I.3.2.2. Teoria modernă a absorbţiei..... 66

*I.3.2.2.1. Relaxarea termică*..... 66

*I.3.2.2.2. Relaxarea structurală*..... 69

I.4. Generatoare de ultrasunete..... 71

I.4.1. Generatoare mecanice..... 71

I.4.2. Generatoare electromecanice..... 73

I.4.2.1. Traductoare piezoelectrice.....76

I.4.2.2. Traductoare magnetostrictive..... 89

I.4.2.3. Traductoare electromagnetice..... 94

I.4.2.4. Traductoare cu excitaţie laser..... 98

I.4.2.5. Transformatoare acustice ..... 102

I.5. Metode de determinare a vitezei ultrasunetelor..... 105

I.5.1. Metode optice de difracţie a luminii..... 106



Scanned with OKEN Scanner

I.5.1.1. Metoda optică de difracţie a luminii în câmp îndepărtat..... 106
I.5.1.2. Metoda optică în câmp apropiat..... 110
I.5.2. Metode interferometrice..... 111
I.5.2.1. Metoda interferometrică cu frecvenţă variabilă.....111
I.5.2.2. Metoda interferometrică cu frecvenţă fixă... 118
I.5.3. Metoda impulsului ecou..... 121
I.6. Determinarea constantei de absorbţie a ultrasunetelor..... 124
I.6.1. Metoda impulsului ecou..... 124
I.6.2. Metoda interferometrică cu frecvenţă fixă.... 126
Bibliografie..... 129
II.1. Cavitaţia ultrasonoră în lichide..... 131
II.1.1. Fenomene induse de cavitaţia ultrasonoră... 138
II.2. Efectele ultrasunetelor..... 144
II.2.1. Efectul mecanic..... 147
II.2.2. Efectul caloric..... 152



Scanned with OKEN Scanner

II.2.3. Efecte chimice..... 157
II.2.4. Efecte optice..... 166
II.2.5. Efectul electric..... 167
II.2.6. Efecte biologice..... 169
II.3. Propagarea ultrasunetelor în ţesuturi biologice..... 184
II.3.1. Propagarea ultrasunetului prin sânge şi prin componentele sângelui..... 197
II.3.2 Experiment pentru studierea soluţiilor de hemoglobină în apă..... 202
II.4. Aplicaţii ale ultrasunetelor în medicină..... 206
II.4.1. Ultrasunetele în diagnostic..... 208
II.4.1.1. Ultrasunetele în neurologie..... 208
II.4.1.2. Ultrasunetele în medicina internă..... 215
II.4.1.3. Ultrasunetele în oftalmologie..... 216
II.4.1.4. Ultrasunetele în cardiologie..... 225
II.4.1.5. Măsurarea vitezei de curgere a sângelui..... 232



Scanned with OKEN Scanner

Cuprins

II.4.2. Ultrasunetele în tratament..... 240
II.4.2.1. Acţiunea ultrasunetelor în terapie..... 243
II.4.2.2. Dozaj în ultrasonoterapie..... 245
II.4.2.3. Aparate utilizate în ultrasonoterapie..... 249
II.4.2.4. Tratamentul cu ultrasunete..... 252
II.4.2.5. Stabilirea metodelor de tratament în funcţie de natura ţesuturilor..... 257
Bibliografie..... 261

Scanned with OKEN Scanner